

**Untersuchung zur Reparaturfähigkeit mit Bondingsystemen  
bei temporären  
Kronen- und Brückenmaterialien**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde  
des Fachbereichs Humanmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Tanja Gausmann, geb. Haverkamp  
aus Ibbenbüren

Gießen 2002

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Abteilung für Zahnärztliche Prothetik

Leiter: Prof. Dr. med. dent. P. Ferger

des Universitätsklinikums Gießen

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. H.-J. Oehmke

Tag der Disputation: 18.02.2003

*Meinen Eltern*

# **INHALTSVERZEICHNIS**

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Bedeutung der temporären Versorgung beschliffener Zähne	1
1.2	Temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe	4
<b>2</b>	<b>Untersuchungsziel</b>	<b>6</b>
<b>3</b>	<b>Eigenschaften der temporären Kronen- und Brückenkunststoffe</b>	<b>7</b>
3.1	Anforderungen	7
3.1.1	Patientenbezogene Anforderungen	7
3.1.2	Verarbeitungsbezogene Anforderungen	8
3.2	Chemische Aspekte	10
<b>4</b>	<b>Werkstoffkundliche Untersuchungen in der Literatur</b>	<b>14</b>
4.1	Allgemeine Untersuchungen zu Eigenschaften der Kunststoffe	14
4.2	Untersuchungen zur Bruchfestigkeit	16
4.3	Untersuchungen zur Reparaturfähigkeit	18
<b>5</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>25</b>
5.1	Materialien	25
5.1.1	Tempofit	26
5.1.2	Luxatemp Automix	27
5.1.3	Structur-2-Dominant	29
5.2	Methode	30
5.3	Versuchsreihen	34

<b>6</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>37</b>
<b>6.1</b>	<b>Versuchsreihe 1</b>	<b>37</b>
6.1.1	Versuchsgruppe 1.1	37
6.1.2	Versuchsgruppe 1.2	41
6.1.3	Versuchsgruppe 1.3	44
<b>6.2</b>	<b>Versuchsreihe 2</b>	<b>47</b>
6.2.1	Versuchsgruppe 2.0	47
6.2.2	Versuchsgruppe 2.1	47
6.2.3	Versuchsgruppe 2.2	48
6.2.4	Versuchsgruppe 2.3	49
<b>7</b>	<b>Diskussion</b>	<b>51</b>
7.1	Zur Materialauswahl	51
7.2	Zur Versuchsmethodik	52
7.3	Zu den Ergebnissen	54
<b>8</b>	<b>Schlussfolgerung</b>	<b>58</b>
<b>9</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>59</b>
<b>10</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>69</b>
<b>11</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>71</b>
<b>12</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>72</b>
<b>13</b>	<b>Danksagung</b>	<b>73</b>
<b>14</b>	<b>Anhang</b>	<b>74</b>

## **1. Einleitung**

### **1.1 Bedeutung der temporären Versorgung von beschliffenen Zähnen**

Die provisorische Versorgung präparierter Zähne ist ein wesentlicher Bestandteil der prothetischen Therapie, da sich die Restauration mit feststehendem Zahnersatz nur über mehrere Behandlungssitzungen realisieren lässt. Nach der Präparation stellen freiliegende Dentinbereiche eine Wunde dar und müssen durch das Provisorium abgedeckt werden. Die Materialien zur temporären Versorgung des beschliffenen Zahnes erfüllen die Funktion eines Wundverbandes im Zusammenwirken mit dem Befestigungszement und schützen so Dentin und Pulpa vor thermischen, chemischen, mechanischen, osmotischen und bakteriellen Noxen [62].

Die temporäre Versorgung hat für den Zeitraum zwischen der Präparation und der Eingliederung des endgültigen Zahnersatzes die Aufgaben der definitiven Restauration zu übernehmen [25, 45]. Das gilt auch für marktote Zähne, wenngleich die biologische Relevanz des Dentinkontaktes wegfällt.

Weiter sind ästhetische und funktionelle (Gewährleistung der Kau- und Sprachfunktion) Aspekte zu beachten. Gerade in heutiger Zeit spielt die Ästhetik eine entscheidende Rolle, da sich viele Menschen über ihr Aussehen definieren.

Die Provisorien fixieren die Pfeilerzähne in der Zahnreihe und zum Gegenkiefer. Damit sichern sie auch die Lage von antagonistischen Zähnen. Exakte okklusale Kontakte sowie eine gute proximale Abstützung sind von entscheidender Bedeutung für das Gelingen der definitiven Versorgung. Nonokklusion sowie die übermäßige Belastung einzelner Zähne durch Suprakontakte sind zu vermeiden. So lassen sich Wanderungen und Elongationen der präparierten Zähne sicher vermeiden. Artikulationsbewegungen müssen bei umfangreichen Provisorien sorgfältig überprüft werden, um temporo-aurikulären Beschwerden vorzubeugen [23, 24, 28, 33, 45, 58].

Die Ränder von Kronen- und Brückenprovisorien haben besondere Aufmerksamkeit verdient, da Karies, Rezessionen und Gingivitiden vermieden werden müssen. Sie dürfen nicht überkonturiert sein, damit das parodontale Gewebe nicht mechanisch oder chemisch gereizt wird. Die Plaqueakkumulation würde dadurch ebenfalls erleichtert.

Eine Unterkonturierung ist zu vermeiden, um die Präparationsgrenze vor Absplitterungen durch mechanische Reize zu schützen [60]. Bei tiefreichenden Präparationsgrenzen soll umgebenes Weichgewebe abgehalten werden, um eine günstigere Ausgangsposition bei der Abformung zu bekommen.

Die Interdentalräume sind so zu gestalten, dass sie der Mundhygiene gut zugänglich sind.

Darüber hinaus können provisorische Restaurationen dazu dienen, dass man mit ihnen diagnostische Probebehandlungen durchführt. Farbe, Form, okkluso-artikuläres und muskuläres Gleichgewicht lassen sich ebenso simulieren, wie Ästhetik, Phonetik und Funktion [43, 48, 59].

Temporärer Zahnersatz erleichtert die Adaptation des definitiven Ersatzes und fördert das Vertrauen im Arzt-Patient-Verhältnis [63].

Aus der Vielzahl der Aufgaben und Anforderungen ergibt sich, dass Provisorien die Aufgaben des definitiven Ersatzes für eine bestimmte Zeit übernehmen müssen. Es handelt sich also um eine temporäre, vollwertige und anspruchsvolle zahnärztliche Maßnahme mit hochwertigen Materialien, deren Durchführung nicht in die Hände des zahnärztlichen Hilfspersonals gelegt werden darf [6, 62]. Die Bezeichnung „provisorisch“ wird dem nicht gerecht und sollte durch „temporär“ oder „interims“ ersetzt werden [8, 15, 23, 32, 44, 45, 50, 51].

Tabelle 1.1 fasst die im Schrifttum genannten Aufgaben einer temporären Kronen- und Brückenversorgung zusammen.



- Schutz des präparierten Zahnes vor chemischen, mechanischen, osmotischen und bakteriellen Noxen (Wundverband)
- ästhetische Funktionen
- phonetische Funktionen
- Fixierung des präparierten Zahnstumpfes zum Antagonisten und zu den Nachbarzähnen durch korrekte okklusale und proximale Kontaktpunkte
- Beibehalten der Kieferrelation
- Schutz vor Karies
- Parodontalprophylaxe
- Schutz der Präparationsgrenze vor mechanischen Reizen
- Diagnostische Probebehandlungen

**Tab. 1.1 Aufgaben des temporären Kronen- und Brückenersatzes**

## **1.2 Temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe**

Temporäre Kronen und Brücken lassen sich auf unterschiedliche Weise und mit verschiedenen Kunststoffen herstellen. Die auf dem Markt befindlichen Werkstoffe erfüllen derzeit noch nicht alle Forderungen, die an ein Provisorium gestellt werden.

Durch die Weiterentwicklung der temporären K + B Materialien durch die Dentalindustrie stellt sich dem Zahnarzt heute ein breites Spektrum von Präparaten dar. Die Industrie bringt neue Dosier-, Applikations- und Polymerisationssysteme in den Handel, um den Forderungen der Zahnärzte nach unkomplizierter Handhabung, einfacher Verarbeitung und eindeutiger Dosierbarkeit gerecht zu werden. Um den hohen physikalischen und mechanischen Anforderungen in der Mundhöhle gerecht zu werden, werden die Werkstoffe für temporäre Kronen- und Brücken stets weiterentwickelt und verbessert [58].

Die Ursprünglich zur temporären Versorgung verwendeten Polymethylmethacrylate (PMMA) weisen Nachteile, wie Porositäten, Farbabweichung, starke exogene Temperaturentwicklung (Gefahr der Pulpenschädigung) Oberflächenaufweichung bei Verwendung eugenolhaltiger Befestigungszemente usw., auf. Modernere Materialien besitzen durch ihre Weiterentwicklung diese Probleme nicht mehr [1, 5, 26, 34, 61]. Ein wesentlicher Vorteil der PMMA, die gute Reparaturfähigkeit unter Verwendung der Monomerflüssigkeit, fehlt jedoch bei diesen Materialien [19]. Das stellt bei der Verwendung dieser Materialien ein neues Problem dar. In der Praxis kommt es aber täglich zu Brüchen und Sprüngen der provisorischen Kunststoffe im Mund des Patienten während des Tragens, oder während der Herstellung. Daraus ergibt sich weiterhin der Wunsch nach einer einfachen und suffizienten Reparatur, welches die Bereitstellung von Reparaturmaterialien fordert, um einer Neuanfertigung der temporären Restauration zu vermeiden [19, 58].

## **2. Untersuchungsziel**

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, festzustellen, inwieweit sich die Bruchfestigkeiten der aus heutigen temporären Materialien angefertigten Brücken nach Reparatur mit den für sie vorgesehenen Reparatursystemen unterscheiden.

Die Fragestellung soll anhand einer Stichprobe von Materialien geklärt werden.

Eine umfassende Untersuchung aller auf dem deutschen Markt erhältlichen Produkte ist allein schon aufgrund ihrer Vielzahl nicht möglich.

### **3. Eigenschaften der temporären Kronen- und Brückenkunststoffe**

#### **3.1 Anforderungen**

Für temporären Zahnersatz stehen bestimmte Materialgruppen, im wesentlichen besondere Kunststoffe, zur Verfügung. Der Anforderungskatalog an diese Materialien und Werkstoffe zur Herstellung von temporären Kronen und Brücken ist sehr umfangreich.

Man kann zwischen patientenbezogenen und verarbeitungsbezogenen Anforderungen unterscheiden [58, 60].

##### **3.1.1 Patientenbezogene Anforderungen**

Als erstes ist die umfassende Biokompatibilität zu nennen, da die bei der direkten Verarbeitung noch in Reaktion befindlichen Kunststoffkomponenten mit Geweben der Mundhöhle in Kontakt kommen [58, 60].

Es dürfen keine toxischen, sensibilisierenden, kanzerogenen, mutagenen oder teratogenen Reize auf die umliegenden Gewebe ausgeübt werden.

Weiter darf es nicht zur physikalischen Beeinträchtigung der kontaktierenden Gewebe kommen [50, 58]. Die beim

Polymerisationsvorgang freiwerdende Reaktionswärme sollte möglichst gering bleiben, da sonst irreversible Pulpenschädigungen zu erwarten sind

[1, 7, 15, 24, 26, 56].

Die Materialien müssen Mundbeständigkeit zeigen, d.h. sie müssen unlöslich sein, resistent gegen Nahrungsmittel, Medikamente und Zahnpflegemittel. Die Werkstoffe dürfen nicht vorzeitig altern und durch das Mundmilieu nicht abbaubar sein. Sie sollen gleichzeitig geschmacklos und geruchlos sein, sowie dimensionsgenau und formbeständig. Die Farbe soll der Zahnfarbe angepasst sein. Außerdem ist auf Bruchfestigkeit sowie auf Abrasionsfestigkeit zu achten. Der Patient muss das Provisorium gut reinigen können, dazu sollte es plaqueabweisend sein und zudem eine dichte Struktur aufweisen, damit keine Aufnahme von Fremdsubstanzen und Mikroorganismen sowie deren Stoffwechselprodukte möglich ist [4, 13, 33, 45, 58, 59, 60].

### **3.1.2 Verarbeitungsbezogene Anforderungen**

Für den Zahnarzt ist eine unkomplizierte Verarbeitung von Bedeutung. Dazu gehört die Dosierungsempfindlichkeit, die dem Anwendungszweck angepasste Abbindecharakteristik und die leichte Formbarkeit. Außerdem sollte das Material arbeitshygienisch unbedenklich sein, gut zu entfernen und gut wieder zu befestigen sein. Darüber hinaus muss man es mit Praxismitteln gut polieren können. Ferner sollte es eine suffiziente Reparierbarkeit besitzen. Zudem darf es gegenüber den gängigen temporären Befestigungswerkstoffen nicht empfindlich sein.

Auch die Wirtschaftlichkeit des Materials spielt in der Praxis eine wesentliche Rolle. Dazu gehören niedrige Kosten und eine hohe Lagerfähigkeit [33, 45, 58, 59, 60].

Die Tabelle 3.1 zeigt eine kurze Übersicht der patientenbezogenen Anforderungen. Verarbeitungsbezogene Anforderungen an die Kunststoffe zeigt die Tabelle 3.2.

- Biokompatibilität
- Mundbeständigkeit
- Keine Irritation der Mundphysiologie
- Dimensionsgenauigkeit
- Formbeständigkeit
- Natürliches Aussehen
- Hohe mechanische Festigkeit
- Gute hygienische Eigenschaften

**Tab. 3.1 Patientenbezogene Anforderungen**

- Unkomplizierte Zubereitung
- Arbeitshygienisch unbedenklich
- Gut entfernbar, gut zu befestigen
- Polierbarkeit
- Reparierbarkeit
- Unempfindlichkeit gegenüber Befestigungswerkstoffen
- Wirtschaftlichkeit

**Tab. 3.2 Verarbeitungsbezogene Anforderungen**

### **3.2 Chemische Aspekte**

Kunststoffe (= hochmolekulare Verbindungen, die durch chemische Umwandlung von Naturstoffen oder durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen hergestellt werden) bzw. die Verbundkunststoffe (Verbindung der Polymere mit anderen organischen oder anorganischen Materialien, die alle zueinander in Wechselwirkung stehen) haben inzwischen in vielen Bereichen eine große Bedeutung erlangt. Sie sind beispielsweise aus dem Bauwesen, der Technik, dem Fahrzeugbau, der Raumfahrt und aus der Medizin nicht mehr wegzudenken [22].

In der Zahnmedizin spielen die speziellen hochmolekularen Verbundmaterialien eine wichtige Rolle. Ein großer Vorteil der modernen Verbundkunststoffe liegt darin, dass die benötigten Eigenschaften für den jeweiligen Verwendungszweck maßgeschneidert werden können.

Abb. 3.1 zeigt den grundsätzlichen Aufbau eines Verbundpolymers (es müssen nicht alle Komponenten in einem Material vorhanden sein)[22]:

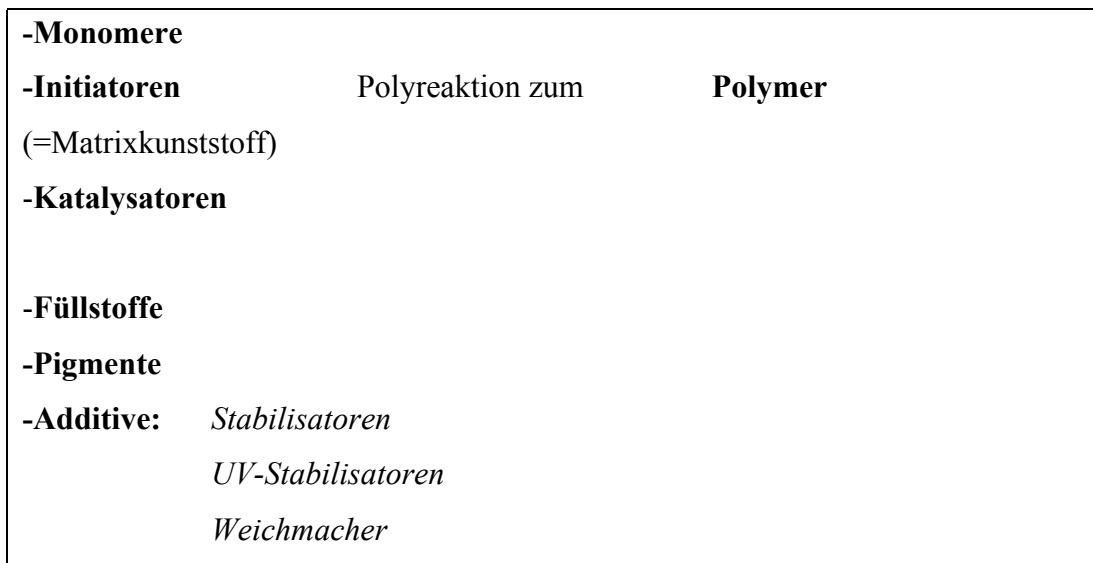


Abb. 3.1 Aufbau eines Verbundpolymers

Die für die temporären Kronen- und Brücken gebräuchlichen Kunststoffe lassen sich aufgrund ihrer chemischen Basis oder durch ihre Polymerisationsart unterscheiden.

Es lassen sich drei Gruppen der heute gebräuchlichen Materialien bezüglich der chemischen Zusammensetzung unterscheiden [24, 45, 58]:

- Diacrylat-Komposite:

Als organische Matrix dienen hier die Monomere Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), Urethandimethacrylat (UDMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und ähnliche. Hinzu kommen anorganische und organische Füllstoffe, so dass Komposite entstehen. Der Marktanteil der Diacrylate liegt bei 75%.



- Höhere Acrylate

Sie bestehen aus Monomeren mit höherem Molekulargewicht. Es handelt sich hierbei um selbsthärtende Pulver-Flüssigkeits-Präparate, z. B. Mischungen aus Polyethylmethacrylat-Pulver und i-Butylmethacrylat-Flüssigkeit.

- Methylmethacrylat (MMA)/Polymethylmethacrylat (PMMA) – Systeme.

Das Pulver aus feinen PMMA-Kügelchen wird mit monomerer Flüssigkeit angeteigt und durch polymerisierendes MMA verkittet.

Bei der Polymerisation handelt es sich um eine Kettenreaktion, bei der ungesättigte Verbindungen zu Makromolekülen reagieren. Um diese Reaktion in Gang zu setzen werden Initiatoren (Startermoleküle) oder Katalysatoren benötigt. Ein Initiator wird, im Gegensatz zum Katalysator, während der Reaktion verbraucht. Der Katalysator setzt die Aktivierungsenergie herab, so dass die Reaktion ablaufen kann, wird aber nicht verbraucht.

Ein weiterer wichtiger Inhaltsstoff sind die Stabilisatoren. Sie ermöglichen eine lange Lagerzeit.

Die Kettenreaktion bricht ab, wenn zwei Radikale (energiereiche Verbindungen mit einem ungepaarten Elektron) miteinander reagieren. Sie kann auch stagnieren, wenn keine Monomere mehr zur Verfügung stehen.

Die nicht umgesetzten Monomermoleküle verbleiben dann als Restmonomer im Kunststoff. Sogenannte Inhibitoren können den Kettenabbruch ebenfalls herbeiführen. Inhibitoren agieren als Radikalfänger. Ein solcher Inhibitor ist beispielsweise das Hydrochinon. Luftsauerstoff kann ebenfalls als Radikalfänger fungieren.

Die Wirkung des Luftsauerstoffes wird bei der Verarbeitung lichthärtender Kunststoffe besonders deutlich. Die Oberfläche bleibt stets klebrig, was auf nicht umgesetztes Monomer zurückzuführen ist [22].

Seit einiger Zeit steht mit dem dualhärtenden Kunststoff ein vierter Initiortyp zur Verfügung. Ein großer Vorteil ist die Teilung der Reaktionswärme durch die Kombination von Licht- und Autopolymerisation. Das erlaubt einen individuellen Verarbeitungszeitraum [45, 58].

## 4. Werkstoffkundliche Untersuchungen in der Literatur

### **4.1 Allgemeine Untersuchungen zu Eigenschaften der Kunststoffe**

Der Anforderungskatalog (siehe Tab 3.1 und 3.2) ist, neben der ausreichenden Biege- und Bruchfestigkeit sowie Reparaturfähigkeit, an die Materialien zur Herstellung von temporären Kronen und Brücken sehr umfangreich. Nähere Informationen befinden sich in den Lehrbüchern von FERRACANE [17], JANDA [22], KÄYSER et al. [23], KOECK [25], STRUB [48], WELKER [58], WIRZ [59] und in weiterführenden Literaturtexten zu den Aufgaben, Anforderungen und Eigenschaften sowie Techniken der Herstellung von Provisorien [16, 43, 51]. Als wesentliche Merkmale werden immer wieder die ansteigende Polymerisationstemperatur, die Oberflächengüte, Porositäten im Kunststoffgefüge und die Randgenauigkeit der temporären Restauration aufgezeigt.

BORCHERS und JUNG [5] bestimmten bei vier chemisch unterschiedlichen Materialien (*Cronsin*, *Protemp*, *Scutan*, *TrimDent*) für die Herstellung von temporären Kronen und Brücken den Anstieg der Reaktionstemperatur, die Oberflächengüte und die Porosität. Die experimentell ermittelten Temperaturanstiege lagen auch bei den neueren Materialien (*Protemp*) nicht unter den Temperaturen der sich seit längerem auf dem Markt befindlichen Präparate (*Scutan*, *Cronsin*, *TrimDent*). Demnach können sie alle eine Wärmeschädigung der Pulpa provozieren.

Die Oberflächengüte wies deutliche Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien auf. Die Mittenrauhwerte von drei Materialien (*Protemp*, *Cronsin*, *TrimDent*) entsprachen den Werten einer Vorpulitur.

BURGESS et al. [10] untersuchten insgesamt acht Komposite und Methacrylate zur Herstellung von temporären Kronen und Brücken auf die Veränderung der Polymerisationstemperatur und auf die Oberflächengüte. Ihnen fiel auf, dass die kompositbasierten Materialien eine geringere exotherme Reaktion aufwiesen als die Methacrylate.

KOUMJIAN und HOLMES [27] führten Untersuchungen zur Randgenauigkeit, unter Berücksichtigung der Wasseraufnahme und der Polymerisationsschrumpfung, von sieben Materialien durch. Für ihre Versuche wurde der temporäre festsitzende Zahnersatz in indirekter Herstellungstechnik angefertigt. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass drei der untersuchten Materialien eine deutlich geringere marginale Diskrepanz im Vergleich zu den anderen aufwiesen. Sie konkludierten, dass die Wasseraufnahme die Polymerisationsschrumpfung kompensierte.

LIEBENBERG [30] und TJAN et al. [49] beschäftigten sich wie KOUMJIAN und HOLMES [27] mit der Randgenauigkeit von temporärem Zahnersatz.

TJAN et al. [49] verwandten für dessen Herstellung die direkte Technik. Sie erhielten die größte marginale Diskrepanz bei Restaurationen aus *Scutan*.

SEATON [46] beschrieb die verschiedenen Rotationskräfte die beim Kauen entstehen und somit auf die präparierten Zähne, die Restaurationen und auf den Befestigungszement wirken. Nach SEATON lassen sie sich weitgehend vermeiden, indem die fazialen und die lingualen Flächen eines Zahnes nahezu parallel präpariert werden.

WAERHAUG [57] stellte die Vor- und Nachteile von temporärem Zahnersatz heraus. Ferner empfahl er die Überkonturierung der Ränder der temporären Konstruktion um umgebendes Weichgewebe von der Präparationsgrenze fernzuhalten.

Weiterhin konkludiert er, dass es durch subgingivale Plaque zur Ausbildung einer pathologischen Zahnfleischtasche kommt und nicht durch die temporäre Versorgung.

#### **4.2 Untersuchungen zur Bruchfestigkeit**

Die Biegeprüfung ist ein Maß für die mechanische Festigkeit und die Bruchbiegung ist ein Maß für das Verformungsverhalten von temporären Kronen- und Brückenkunststoffen.

KOLLMANNSPERGER [26] untersuchte die Biegefestigkeit und die Bruchbiegung von 4 UV-härtenden Kompositen im Vergleich zu den konventionellen Kompositen. Die Biegefestigkeit lag zwischen 70 und 120 MPa und die Bruchbiegung zwischen 0,5 mm und 0,25 mm für die UV-härtenden Komposite, im Vergleich zu 110 MPa und 0,13 mm für ein bisher bewährtes Material. Er kam zu dem Ergebnis, dass die UV-härtenden Komposite im Vergleich zu dem bisher bekannten Kompositen gleichwertig, z. T. besser sind. Ein Nachteil ist die größere Bruchbiegung, da es hierbei zu Verformungen und inneren Spannungen kommen kann.

In einer randomisierten Blindstudie kamen LUTHARDT et al. [33] zu dem Ergebnis, dass autopolymerisierende Kunststoffe (in der subjektiven Einschätzung des behandelnden Zahnarztes) sich besser für temporäre Versorgungen eignen als licht- und dualhärtende Kunststoffe. Insgesamt erzielten die untersuchten Werkstoffe auch bei einer langen Tragedauer gute Resultate bezüglich ihrer mechanischen Eigenschaften .

Die Belastbarkeit von modernen provisorischen Kronen- und Brückenmaterialien wurde unter verschiedenen Bedingungen untersucht. So verglichen einige Autoren die Veränderung der Bruch- und Biegefestigkeiten der Kunststoffe bei Trocken- und Feuchtlagerung oder nach Thermocycling miteinander. Weiter spielte auch das Alter und die Bearbeitung der Prüfkörper eine entscheidende Rolle [1, 6, 14, 28, 31, 34, 38, 40].

Bei ANDERS und WELKER [1] erreichten alle sechs untersuchten Präparate den von der DIN EN ISO 10477 [21] geforderten Mindestwert, für die klinische Anwendung, für die Biegefestigkeit von 50 N/mm<sup>2</sup>. Der Einfluss der Feuchtlagerung ist hier relativ gering. Sie führten das auf den Spannungsabbau im Kunststoffgefüge zurück.

BORCHERS und JUNG [6] untersuchten die Biegefestigkeit an vier chemisch unterschiedlichen Materialien. Sie erhöhte sich in den ersten ein bis zwei Stunden der Wasserlagerung. Länger dauernde Aufbewahrungsfristen im Wasser erhöhten bei einem Material (*Protemp/Espe*) die Biegefestigkeit. Bei den anderen blieb sie unverändert oder fiel sogar ab.

DIEDRICHS et al. [14] , konnten feststellen, dass das Material einen hohen Einfluss auf die Bruchfestigkeit hat, nicht aber die Temperaturwechselbehandlung oder die Wechselwirkung zwischen Material und deren Oberflächenbehandlung. Das könnte lt. DIEDRICHS et al. dadurch erklärt werden, dass es sich um homogene Werkstücke aus Kunststoff und nicht um Verbundwerkstoffe handelte, und höher vernetzte Materialien verwendet wurden.

PFEIFFER und SCHWICKERATH [38] untersuchten die mechanische Belastbarkeit von provisorischen Kronen- und Brückenmaterialien mit je 5 Prüfkörpern (40 mm x 4,2 mm x 2 mm, Stützweite 30 mm) im 3-Punkt-Biegeversuch nach einer Stunde, drei Tagen, einer, drei und sechs Wochen Wasserlagerung bei 37°C. Die Prüfkörper wurden bis zum Bruch belastet.

Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Prüfkörper der PMMA-Gruppe eine höhere mechanische Belastbarkeit besitzt als die der Epimin und der IBMA Stoffgruppe. Ihre Ergebnisse waren wie bei DIEDRICHS et al. [14] von der Zugehörigkeit zu einer chemischen Stoffgruppe geprägt. Innerhalb der Stoffgruppen gab es geringe Unterschiede.

LLOYD und IANNETTA [31] konkludierten, dass sich nach einer Woche Wasserlagerung die Bruchfestigkeit der Komposite erhöht. Ferner kamen sie zu dem Schluss, dass sich durch die Addition von Füllstoffen die Belastungsfähigkeit erhöht und dass mikrogefüllter Komposit nicht so widerstandsfähig ist wie Komposit mit großen Partikeln.

### **4.3 Untersuchungen zur Reparaturfähigkeit**

In der alltäglichen Praxis kommt es immer wieder zu Sprüngen, Rissen und Frakturen der temporären Restaurationen. Deshalb ist die Frage nach der Reparaturfähigkeit von Kunststoffen von großer Bedeutung [14, 33].

KOUMJIAN und NIMMO [28] untersuchten die Biegefestigkeit nach Reparatur der Probekörper mit Eigenmaterial. Es wurden sieben verschiedene Materialien getestet. Die Probekörper wurden sieben Tage feucht gelagert, durchgebrochen und mit demselben Material repariert und erneut durchgebrochen. Die so untersuchte Biegefestigkeit wurde nach Reparatur teilweise um 66 – 85% reduziert. Sollte es zum Bruch der provisorischen Versorgung aus diesen Materialien kommen ziehen sie die Neuanfertigung der Reparatur vor.

MAYER [34] und WIRZ et al. [63, 64] untersuchten ebenfalls die Reparaturfähigkeit verschiedener Materialien. Nach Bruchreparatur erreichten nur die manuell anzumischenden, chemisch härtenden Materialien auf PMMA-Basis die ursprünglichen Biegefestigkeitswerte.

Das Präparat auf Bis-GMA-Basis wies nach Bruchreparatur die geringsten Bruchfestigkeitswerte auf.

WIRZ [59] und WIRZ et al. [62] untersuchten neben den Verarbeitungs- und Aushärtungszeiten, den Wärmeverlauf bei der Polymerisation, die Polymerisationsschrumpfung, die Biegefestigkeit und die Reparaturfähigkeit verschiedener Provisorienkunststoffe.



Die Biegefestigkeit nach Reparatur erreichte Werte zwischen 61% (*Protemp*) und 109 % (*Trim*) der Biegefestigkeit vor Reparatur.

Auch KELLER [24] kam wie KOUMJIAN und NIMMO [28], MAYER [34] und WIRZ et al. [63, 64] zu dem Ergebnis, dass sich Präparate auf Bis-GMA-Basis durch eine hohe Biegefestigkeit auszeichnen, die aber nach Reparatur deutlich reduziert wird. Auch er empfiehlt eine Neuanfertigung der frakturierten Restaurationen.

GAUSMANN et al. [18, 19] prüften sieben chemisch unterschiedliche Provisorienkunststoffe bezüglich ihrer Bruch- und Biegefestigkeit. Es wurden Biege-, Zug- und Scherspannungen zu verschiedenen Zeitpunkten ermittelt. Die 7tägige Feuchtlagerung führte zum Anstieg der Biegespannung. Daraus folgerten sie, dass die Nachpolymerisation der Festigkeitsabnahme durch Wasseraufnahme entgegen wirkt. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass keine Verbesserung der Reparaturfähigkeit bei den neueren Materialien erzielt wurde. Nach Reparatur fielen die Werte für die Bruchfestigkeit ab. Der Einfluss des Zeitpunktes der Reparatur, und der Einfluss der Oberflächenbearbeitung vor der Reparatur mit Eigenmaterial, ohne zu Hilfenahme eines Bondings, ist unerheblich. Sie stellten die Notwendigkeit eines Bondings heraus.

ANDREOPOULOS und POLYZOIS [2], OLVERA und DE RIJK [37] und VALLITTU et al. [55] erzielten die größte Bruchfestigkeit bei reparierten Probekörpern, wenn die Bruchflächen mit Methylmethacrylat benetzt wurden und die Reparatur mit einem Autopolymerisat vorgenommen wurde. Nach Benetzung mit Methylmethacrylat kam es zu weniger Adhäsivbrüchen.

ANDREOPOULOS und POLYZOIS [2] und DE RIJK [37] untersuchten die Bruchfestigkeit nach Reparatur mit einem lichthärtenden Material. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass sich lichthärtende Materialien zur Reparatur weniger eignen als Autopolymerisate. Auch das Auftragen eines Bondings verbesserte das Ergebnis nicht. Sie empfahlen lichthärtende Materialien erst zur Reparatur wenn bessere Bondingsysteme entwickelt wurden.

Die erfolgreiche Ergänzung von fehlerhaften Stellen bzw. die Verstärkung und Verlängerung von Rändern durch Unterfütterung mit Kompositen und Polyethylmethacrylat wurde von mehreren Autoren publiziert [3, 11, 12, 35, 39, 42, 65, 67].

AVIV et al. [3] injizierten zur Unterfütterung unter eine temporäre Krone ein Acrylat in cremiger Konsistenz (Injektionstechnik). Sie erhielten dadurch einen guten Randschluss und somit ein gesundes Parodontium.

CHICHE [11] erzielte gute Resultate in dem er eine laborgefertigte Schiene mit Kaltpolymerisat auffüllte, einsetzte, wieder herausnahm und erneut mit einem Acrylat unterfütterte. Diese Methode zeichnete die Ränder scharf ab und verkürzte die Behandlungszeit am Patienten.

CHRISTENSEN [12] unterlegte ebenfalls eine laborgefertigte Schiene. Die aus Polymethylmethacrylat bestehende Schiene wurde mit Polyethylacrylat unterfüttert. Diese beiden Komponenten verbanden sich sehr gut. CHRISTENSEN bezeichnet die Methode als eine der besten Möglichkeiten für größere festsitzende Arbeiten.

MONDAY und BLAIS [35] ergänzten Kronenränder mit der direkten und mit der indirekten Methode. Sie erhielten bei der indirekten Methode bessere Randständigkeiten der Restaurationen als bei der direkten.

PIETROBON et al. [39] beschrieben die Herstellung von Sofort- und Langzeitprovisorien, die durch die erforderliche Tragedauer bestimmt werden. Weiterhin führten sie Untersuchungen zur marginalen Ergänzung durch.

PRESTIPINO [42] stellte eine Schiene aus lichthärtendem Kunststoff her und ergänzte sie mit einem autopolymerisierenden Methacrylat. Weiter beschrieb er die Vor- und Nachteile von lichthärtenden Kunststoffen gegenüber konventionellen.

WOOD et al. [65] untersuchten die Verstärkung der Ränder mit Kompositen, weil sie sich sehr gut mit den Materialien zur Herstellung von temporären Kronen und Brücken verbanden. Sie stellten fest, dass sich Porositäten unter Anwendung von Autopolymerisaten vermeiden lassen.

YUODELIS und FAUCHER [67] ergänzten die fehlerhaften Stellen mit der „brush-on Technik“, d. h. auf dem Zahn wurde neuer Kunststoff mit einer Bürste auf die Defizite der temporären Versorgung aufgetragen. Durch Kapillarkräfte gelangte er genau an die zu ersetzenden Stellen.

Im Schrifttum findet man mehrere Untersuchungen zu Verstärkung der Provisorienkunststoffe mit Draht- Kevlar- oder Karbonfasern, sowie Glasfasern und Aramidfasern [29, 41, 47, 52, 53, 54, 66]. LARSON et al. [29] verstärkten die Restaurationen mit Karbonfasern. Sie stellten fest, dass die Elastizität signifikant mit der Faserinkorporation anstieg.

Die Polyethylmethacrylate zeigten eine größere Zunahme der Bruchfestigkeit mit Fasern als Polymethylmethacrylate.

POWELL et al. [41] untersuchten die Verstärkung mit Draht- und Kevlarfasern. Die unverstärkten Prüfkörper besaßen die geringste Widerstandskraft. Zwischen der Verstärkung mit Drahtfasern und der Verstärkung mit Kevlarfasern war kein signifikanter Unterschied zu erkennen.

SETZ und LIN [47] fügten den Kunststoffen Glasfasern und Kohlefasern hinzu. Die Glasfasern erhöhten im Drei-Punkt-Biegeversuch die Biegefestigkeit um bis zu 38%. Mit Kohlefasern wurde eine Verbesserung von bis zu 50% erreicht. Kohlefasern färbten jedoch den Kunststoff schwarz ein. Bei *Protemp* konnten die Fasern nicht homogen beigemischt werden. Die Ergebnisse hingen von verschiedenen Parametern, wie Fasertyp, Fasergröße, Faserkonzentration und Basismaterial ab.

VALLITTU [52] kam zu dem Ergebnis, dass sich die Bruchfestigkeit nach Beimischung von verschiedenen Fasern erhöht. Die Schrumpfung konnte herabgesetzt werden, in dem die Fasern vor der Polymerisation in eine Polymethylmethacrylat-Methylmethacrylat Mixtur getaucht wurden.

Auch VALLITTU et al. [53] kamen zu dem Ergebnis, dass die Bruchfestigkeit durch Glasfaserzugabe erhöht wurde. Sie stellten fest, dass sich z.T. ein Spalt zwischen dem Material und den Fasern bildete, wodurch es zur Wassereinlagerung kam. Dadurch wurde die Oberfläche der Glasfaser zerstört und die Festigkeit herabgesetzt.

VALLITTU et al. [54] fügten Aramidfasern, Karbonfasern und Glasfasern zu verschiedenen Kunststoffen hinzu. Sie stellten fest, dass das Material umso bruchfester wurde, je mehr Fasern hinzugefügt wurden.

YAZDANIE und MAHOOD [66] fügten Karbonfasern in verwebten Strängen zu den Kompositen hinzu. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass es effizienter war als einfach eingewebte Karbonfasern.

HAZELTON und BRUDVIK [20] beschreiben die Verstärkung der provisorischen K + B Materialien mit kieferorthopädischen Bändern, BINKLEY und IRVIN [4] untersuchten die Verstärkung mit Metallgerüsten.

## 5. Material und Methode

### 5.1 Materialien

Es wurden drei Kronen- und Brückenmaterialien untersucht. Hierbei handelt es sich bei allen Produkten um handelsübliche, autopolymerisierende Bis-Acryl-Komposite. Bei jedem Material wird vom Hersteller die Möglichkeit der Reparatur oder Ergänzung angeboten. Da die Reparatur der Provisorien bei den untersuchten Materialien immer mit zwei Komponenten durchgeführt wurde, werden diese im folgenden als Reparatursysteme bezeichnet. Da der Hersteller DMG für das Produkt *Luxatemp Automix* zwei Reparaturvarianten angibt, werden insgesamt vier Reparatursysteme an den jeweiligen Kronen- und Brückenkunststoffen untersucht. Eine Übersicht über die verwendeten Kunststoffe und Reparaturkomponenten ist Tabelle 5.1 zu entnehmen. Zur Anfertigung der Probekörper wurden alle Materialien nach den Herstellerangaben verarbeitet.

K+B-Kunststoff (autopolymer. Bis-Acryl-Komposit)	Reparatursystem (Photopolymerisation)		Hersteller
	Bonding	+ Fließfähiges Komposit	
Tempofit	Smartbond	Smartrepair	Fa. DETAX, Ettlingen
Luxatemp Automix	Dry Coat	Ecu Flow	Fa. DMG, Hamburg
	Ecusit Mono	Ecu Flow	Fa. DMG, Hamburg
Struktur-II-Dominant	Solobond Plus	Arabesk Flow	Fa. Voco, Cuxhaven

**Tab. 5.1 Untersuchte Materialien**

### 5.1.1 Tempofit (Abb. 5.1)

Das K+B- Material *Tempofit* ( Fa. DETAX, Ettlingen) ist ein autopolymerisierendes Bis-Acryl-Komposit, welches als Paste/Paste-System in einer selbstmischenden Kartusche in dem Mischungsverhältnis Katalysator/Basis 2:1 angeboten wird. Bei Fraktur des ausgehärteten Kunststoff erfolgt die Reparatur mit einem Bonding (*Smartbond*) und einem lichthärtenden, dünnflüssigen Komposit (*Smartrepair*) aus der Applikationsspritze. Diese beiden Materialien werden im sogen. „Introkit“ ausdrücklich als Reparaturset deklariert.

Zur Reparatur werden die entsprechenden Flächen angeraut und gereinigt. Nach Trocknung wird *Smartbond* aufgetragen, eingerieben und etwa eine Minute getrocknet. Anschließend erfolgt die Applikation einer genügenden Menge *Smartrepair*, welches insgesamt 50 Sekunden durch allseitige Belichtung mittels einer handelsüblichen Polymerisationslampe ausgehärtet wird. (DETAX, 1999)



**Abb. 5.1 Kronen- und Brückenmaterial *Tempofit* mit Reparaturset ( *Smartbond*/ *Smartrepair*)**

### 5.1.2 Luxatemp Automix (Abb. 5.2-5.3)

Das autopolymerisierende Komposit *Luxatemp Automix* (Fa. DMG/ Hamburg) ist ebenfalls in der selbstmischenden Kartusche mit einem Mischungsverhältnis von 1:10 (Katalysator/Basispaste) erhältlich. Bei Fraktur kommen laut DMG (Dr. Wöhrle, DMG, persönliche Mitteilung) zwei verschiedene Bondingflüssigkeiten (*Ecusit Mono/ Dry Coat*) in Kombination mit dem fließfähigen und lichthärtenden Komposit *Ecu Flow* in Frage. Hierzu müssen ebenfalls die Bruchflächen des Provisoriums gründlich gereinigt und getrocknet sein.

Bei der 1.Variante wird *Ecusit Mono* aufgetragen und 20 Sekunden in die Oberfläche eingearbeitet. Danach erfolgt eine Lichthärtung von 20 Sekunden. Dieses Bonding wird von der Firma DMG als lichthärtendes Schmelz/Dentinbond für die Füllungstherapie eingesetzt. Es bildet nach Fotopolymerisation an der Oberfläche eine ca. 0,1 – 0,2 mm dicke, nicht ausgehärtete Inhibitionsschicht aus, die nicht entfernt oder kontaminiert werden darf.



**Abb.5.2 Kronen- und Brückenmaterial *Luxatemp Automix* mit Reparaturmaterialien ( *Ecusit Mono/ Ecu Flow*)**



Bei der 2. Variante wird *Dry Coat* (Abb. 5.3) möglichst dünn aufgetragen und 30 Sekunden mit einer Polymerisationslampe ausgehärtet. *Dry Coat* ist ein lichthärtender Einkomponentenlack, der zur Oberflächenversiegelung bzw. –veredelung von Total und Teilprothesen und provisorischen Kronen und Brücken dient.

Bei beiden Varianten erfolgt anschließend die Applikation des fließfähigen Komposits *Ecu Flow*, welches etwa 30-40 Sekunden lichtgehärtet wird.  
(DMG, 1999)



Abb.5.3 Dry Coat

### 5.1.3 Struktur-2-Dominant (Abb. 5.4)

Struktur-2-Dominant (Fa. VOCO, Cuxhaven) basiert ebenfalls auf Kompositbasis und wird in der Doppelkartusche im Verhältnis 1:1 gemischt. Zur Reparatur oder zur Ergänzung der provisorischen Versorgung wird auf folgendes Verfahren hingewiesen: Die Flächen werden aufgeraut, gereinigt und getrocknet. Die Bondingflüssigkeit *Solobond Plus* wird aufgetragen und etwa 15 Sekunden einmassiert. Nach dem Verblasen mit trockener, ölfreier Druckluft wird das fließfähige Komposit *Arabesk Flow* appliziert und 30 Sekunden photopolymerisiert. (VOCO, 1999)



Abb.5.4 Kronen- und Brückenmaterial *Struktur 2 Dominant* mit Reparaturmaterialien (Solobond Plus/ Arabesk Flow)

## 5.2 Methode

Zur Bestimmung der Reparaturfähigkeit wurden (in Analogie zur DIN EN ISO 10477 [21]) zuvor zerbrochene Prüfkörper mit den genannten Materialien repariert und erneut auf Bruchfestigkeit untersucht.

Die Materialprüfung erfolgte mit einer Universalprüfmaschine Zwick 1454 [68]. Bei diesen Probekörpern mussten die Abmessungen  $25(\pm 2,0)$  mm x  $2(\pm 0,1)$  mm x  $2(\pm 0,1)$  mm exakt eingehalten werden.

Zur Anfertigung der Kunststoffstäbe wurde zunächst eine Form folgendermaßen hergestellt:

Aus einem industriell gefertigten Messing-Vierkantstab mit der Kantenbreite von 2mm wurden 10 Stücke mit einer Einzellänge von 25mm abgesägt. Diese wurden danach auf eine Glasplatte parallel zueinander mit handelsüblichen Sekundenkleber fixiert. Mit einer Elastomerspritze wurden die Messingstäbe mit einem additionsvernetzenden Dentsilikon (*Dimension Garant/Espe*) umspritzt. Anschließend wurde eine ausreichende Menge des Silikons in ein geeignetes Kunststoffkästchen gefüllt. Dieses wurde im Sinne einer sogen. Sandwichabformung auf die umspritzten Probekörper gepresst. Nach der Erhärtung des Silikons wurde die Glasplatte vorsichtig abgehoben und die entstandenen Pressfahnen sorgfältig mit einem Skalpell entfernt. Die so entstandene, reversibel einsetzbare Form eignet sich gut zur praxisnahen und genormten Herstellung der Probekörper.

Zu deren Anfertigung wurde der entsprechende Kronen- und Brückenkunststoff aus der selbstmischenden Doppelkartusche möglichst zügig und ohne Materialdefizite in die Tiefe der zehn Kavitäten der Silikonform gegeben. Anschließend wurde die Glasplatte ohne die Messingstäbe auf die Form gelegt und mit einem Gewicht belastet. Nach Aushärtung wurden die Probekörper mit einer Hartmetallfräse (Komet H79E) entgratet und die Oberfläche einheitlich bis zur Hochglanzpolitur (Silikonpolierer/Komet 9641, KMG/Candulor) bearbeitet. Bei Dimensionsabweichungen, Defekten oder Lufteinschlüssen wurde der betreffende Probekörper vor der Messung verworfen, um Kerbwirkungen zu vermeiden. Dimensionsabweichungen wurden mittels Schieblehre genau kontrolliert.

Zur Bestimmung der Bruchfestigkeit wurde jeweils ein Probekörper auf die Biegebank der Prüfmaschine mit einer Stützweite von 20mm gelegt. Die Stützweite ergab sich aus dem Abstand der zwei parallelen Walzen, die als Auflage dienen. Die Traverse der Prüfmaschine bewegte mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit (1mm/min) eine dritte Walze (Biegefinne) mit einem Durchmesser von 2mm in der Mitte zwischen den beiden Auflagern, um den Probekörper mittig zu belasten [21]. Die Software der Zwick 1454 (Z2044 V1.21) protokolliert die Maximalkraft zum Zeitpunkt der Fraktur des Kunststoffes. Pro Messserie wurden jeweils 10 Probekörper hergestellt und geprüft. Der Versuchsaufbau ist in Abb. 5.5 dargestellt.

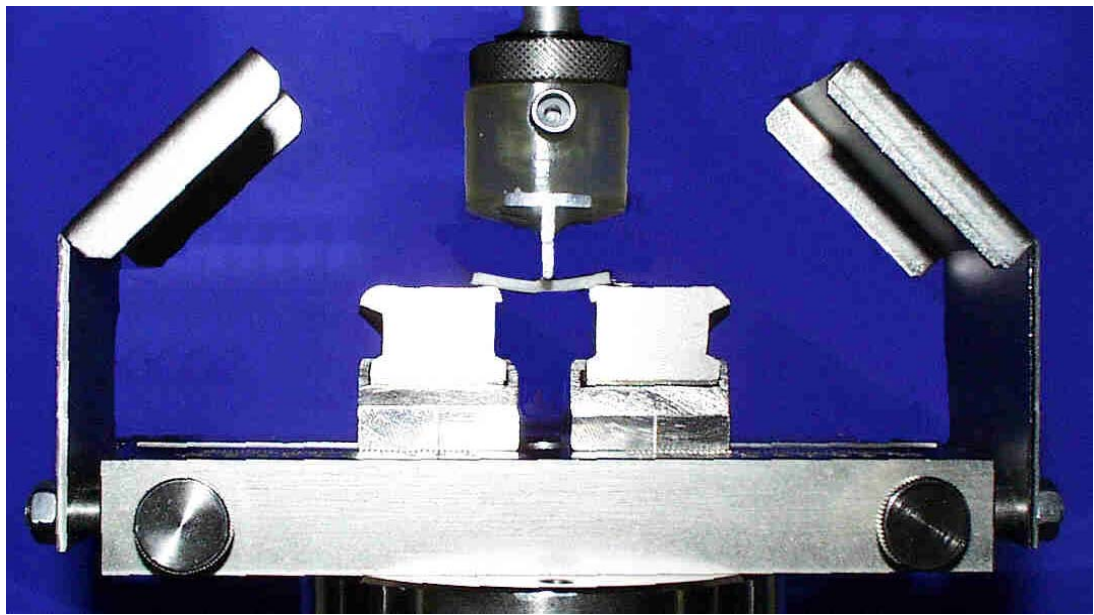


Abb.5.5 Probekörper im Biegeversuch

Nach der Fraktur des Kunststoffstabes (im folgenden als Originalbruch bezeichnet) werden die beiden Bruchstücke im Winkel von  $45^\circ$  zur Seitenfläche mit einer Hartmetallfräse (Komet H79E) angeschrägt und angeraut [19, 24, 28, 37]. Zur Reparatur wurden die Kontaktflächen mit dem jeweiligen Bonding nach den Herstellerangaben benetzt und die fehlende Substanz mit dem entsprechenden fließfähigen Kompositmaterial ersetzt. Die genaue Herstelleranweisung ist in Kap. 5.1 angegeben. Um die ursprünglichen Dimensionen des Probekörpers wieder zu erreichen, werden die Bruchstücke endständig in die Silikonform zurückgedrückt. Die angeschrägten Flächen liegen hierbei parallel zueinander. Das Komposit wurde blasenfrei in den Zwischenraum gespritzt und anschließend mittels Polymerisationslampe ausgehärtet. Der so reparierte Probekörper wurde entgratet und poliert, ohne dass es zu Dimensionsabweichungen kam.

Die Farbe des anpolymerisierten Komposits wich grundsätzlich von der Farbe des Originalkunststoffes ab. Dadurch war es möglich, jeden reparierten Probekörper in gleicher Weise auf der Biegebank zu positionieren. Die beiden angeschrägten parallelen Bruchflächen bildeten hierbei einen Winkel von  $45^\circ$  zur horizontalen Raumebene.

Der 3-Punkt-Biege-Versuch mit den reparierten Kunststoffstäben wurde mit den gleichen Versuchsparametern wie zuvor bei den Originalstäben durchgeführt.

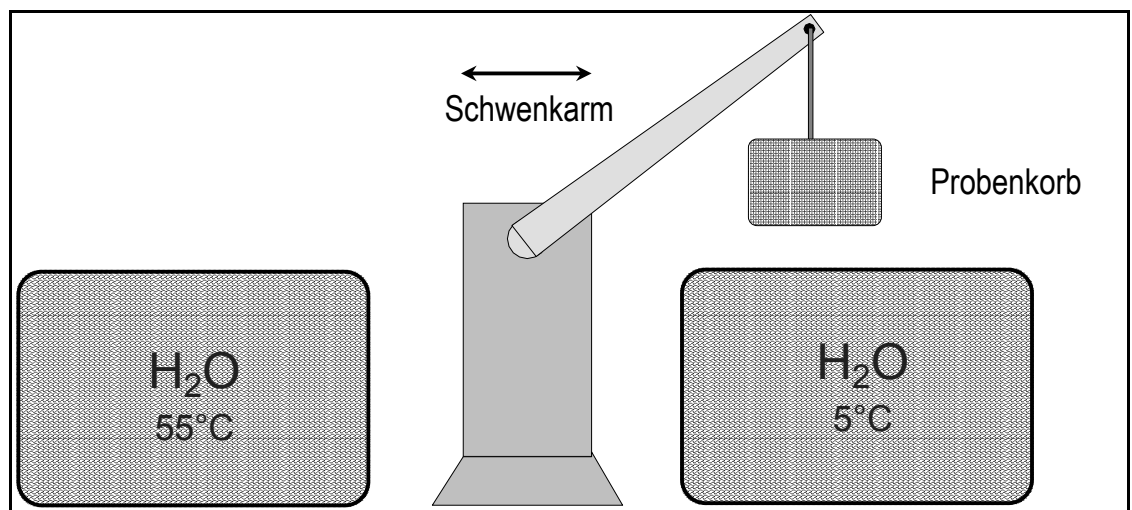


Abb.5.6 Schemazeichnung des Thermocyclers

### 5.3 Versuchsreihen

Die vier Reparatursets wurden in zwei grundsätzlich unterschiedlichen Versuchsreihen verglichen. Die Probekörper wurden hierbei in unterschiedlicher Art und Weise künstlich gealtert.

#### **Versuchsreihe 1 : Künstliche Alterung der Originalprobekörper**

In dieser Versuchskonstellation wurden unterschiedlich künstlich gealterte Originalprüfstäbe untersucht. Nach Fraktur der jeweiligen Prüfserie (10 Probekörper) wurden die Stäbe sofort repariert und immer 30min später erneut dem Biegeversuch unterzogen.

- Originalbruch 30min nach Polymerisationsbeginn (Gruppe1.1a) und erneuter Bruch 30min nach Reparatur (Gr.1.1b).
- Originalbruch 24h (Feuchtlagerung in isotoner Kochsalzlösung bei 37°C) nach Polymerisationsbeginn (Gr.1.2a) und erneuter Bruch 30min nach Reparatur (Gr.1.2b).
- Originalbruch 7 Tage (Feuchtlagerung in isotoner Kochsalzlösung bei 37°C) nach Polymerisationsbeginn (Gruppe1.3a) und erneuter Bruch 30min nach Reparatur (Gr.1.3b).

**Versuchsreihe 2 : Künstliche Alterung der reparierten Probekörper**

In dieser Versuchskonstellation wurden die reparierten Prüfstäbe nach künstlicher Alterung untersucht. Von jedem Material wurden 3 x 10 Probekörper hergestellt und in isotoner Kochsalzlösung bei 37°C gelagert. Nach 24 Stunden Feuchtlagerung erfolgte die Biegeprüfung aller Stäbe (Gruppe 2.0). Diese wurden danach ebenfalls repariert und jeweils 10 Probekörper nach 3 unterschiedlichen Zeitperioden erneut gebogen.

- Erneuter Bruch 30min nach Reparatur (Gruppe 2.1) (10 Probekörper).
- Erneuter Bruch nach 24h (Feuchtlagerung in isotoner Kochsalzlösung bei 37°C) nach Reparatur (Gruppe 2.2) (10 Probekörper).
- Erneuter Bruch nach 7 Tagen Thermocycling (5/55°; 9000 Zyklen) nach Reparatur (Gruppe 2.3) (10 Probekörper).

Das Thermocycling, in einem Thermocycler (Willitec, München), erfolgte indem ein Schwenkarm die Probekörper in einem Korb abwechselnd von einem konstant temperierten Wasserbad (55°C) in ein weiteres (5°C) tauchte (Abb. 5.6). Diesen Zyklus durchliefen die Probekörper 9000mal in der Zeitspanne von 7 Tagen.

Dieser Versuchsaufbau wurde gewählt, um die Reparaturstelle durch extreme Temperaturschwankungen zusätzlicher Belastung auszusetzen.



**Auswertung:**

Die für die Auswertung benötigte Biegespannung  $\sigma$  errechnet sich aus der folgenden Formel [21, 36]:

$$\sigma = \frac{1,5 * F_{\text{Max}} * l_v}{b * h^2}$$

$F_{\text{Max}}$	= Kraft in N
$l_v$	= Stützweite in mm
$b$	= Breite des Probekörpers in mm
$h$	= Höhe des Probekörpers in mm

Die ermittelten Werte wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 10.0 für Microsoft Windows [9] statistisch aufbereitet. Mit Hilfe der explorativen Datenanalyse wurden Mittelwerte (Tab.6.1-6.4 und Abb. 6.1-6.4) und Perzentile berechnet.

Signifikante Unterschiede der verschiedenen Materialien (Irrtumswahrscheinlichkeit  $P$ ) wurden mittels T-Test (Tab. 6.5-6.12) analysiert. Die Normalverteilung wurde vordem visuell mittels Boxplots (Siehe Anhang A1-A3) überprüft.

## 6. Ergebnisse

### 6.1 Versuchsreihe 1

#### 6.1.1 Versuchsgruppe 1.1

In der Versuchsgruppe 1.1a (Originalbruch 30min nach Polymerisationsbeginn) bewegten sich die Mittelwerte der K + B-Materialien zwischen 43,9 +/-3,5 MPa (*Structur-2-Dominant*) und 32,7 +/-4,9 MPa (*Tempofit*), wobei sich *Structur-2-Dominant* höchstsignifikant ( $p \leq 0,001$ ) von den verbleibenden Kunststoffen unterschied.

Nach Reparatur der Probekörper mit den dazugehörigen Materialien und erneutem Bruchversuch nach 30 min (Gruppe 1.1b) variierten die Mittelwerte zwischen 44,5 +/-8,2 MPa (*Structur-2-Dominant/Solobond*) und 26,3 +/-5,0 MPa (*Luxatemp/Ecusit*). Für die Werte von *Tempofit/Smartbond* und *Luxatemp/Dry Coat* ergaben sich, abweichend zu den verbleibenden Vergleichen ( $p \leq 0,001$ ), keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ). Auffällig für diese Versuchsgruppe erschien, dass bei drei Materialien die Originalbruchfestigkeiten nach der Reparatur wieder erreicht bzw. knapp verbessert wurden. Lediglich die reparierten Probekörper von *Luxatemp/Ecusit* erreichten nur 66,9% der Ausgangsbruchfestigkeit.

Originalbruch	Reparaturbruch	<i>Tempofit - Smartbond - Smartrepair</i>		
		Mittelwert (MPa)	Standard-abweichung	prozent. Vergleich bezügl. Originalbruch
Gr. 1.1a (30min)		32,65	4,92	
--	Gr. 1.1b (30min)	33,83	3,78	103,4%
Gr. 1.2a (24h)		41,68	9,68	
--	Gr. 1.2b (30min)	29,29	7,28	70,3%
Gr. 1.3a (7Tage)		42,80	7,11	
--	Gr. 1.3b (30min)	15,78	4,58	36,9%

**Tab. 6.1 Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 1) für Tempofit (Smartbond/Smartrepair)**

Originalbruch	Reparaturbruch	<i>Luxatemp – Dry Coat – Ecu Flow</i>		
		Mittelwert (MPa)	Standard-abweichung	prozent. Vergleich bezügl. Originalbruch
Gr. 1.1a (30min)		39,30	5,88	
--	Gr. 1.1b (30min)	37,72	1,54	95,9%
Gr. 1.2a (24h)		92,56	11,81	
--	Gr. 1.2b (30min)	33,92	4,74	36,6%
Gr. 1.3a (7Tage)		117,81	6,49	
--	Gr. 1.3b (30min)	26,70	8,43	22,7%

**Tab. 6.2 Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 1) für Luxatemp Automix (Dry Coat/Ecu Flow)**

Originalbruch	Reparaturbruch	<i>Luxatemp – Ecusit – Ecu Flow</i>		
		Mittelwert (MPa)	Standard-abweichung	prozent. Vergleich bezügl. Originalbruch
Gr. 1.1a (30min)		39,30	5,88	
--	Gr. 1.1b (30min)	26,32	5,03	66,9%
Gr. 1.2a (24h)		92,56	11,81	
--	Gr. 1.2b (30min)	29,42	5,36	31,7%
Gr. 1.3a (7Tage)		117,81	6,49	
--	Gr. 1.3b (30min)	23,49	5,10	19,9%

**Tab. 6.3 Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 1) für Luxatemp Automix (Ecusit Mono/Ecu Flow)**

Originalbruch	Reparaturbruch	<i>Structur2D – Solobond – Arabesk Flow</i>		
		Mittelwert (MPa)	Standard-abweichung	prozent. Vergleich bezügl. Originalbruch
Gr. 1.1a (30min)		43,94	3,51	
--	Gr. 1.1b (30min)	44,51	8,21	101,4%
Gr. 1.2a (24h)		65,53	7,14	
--	Gr. 1.2b (30min)	54,42	7,56	83,1%
Gr. 1.3a (7Tage)		72,99	5,22	
--	Gr. 1.3b (30min)	41,12	5,28	56,3%

**Tab. 6.4 Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 1) für Structur-2-Dominant (Solobond Plus/Arabesk Flow)**

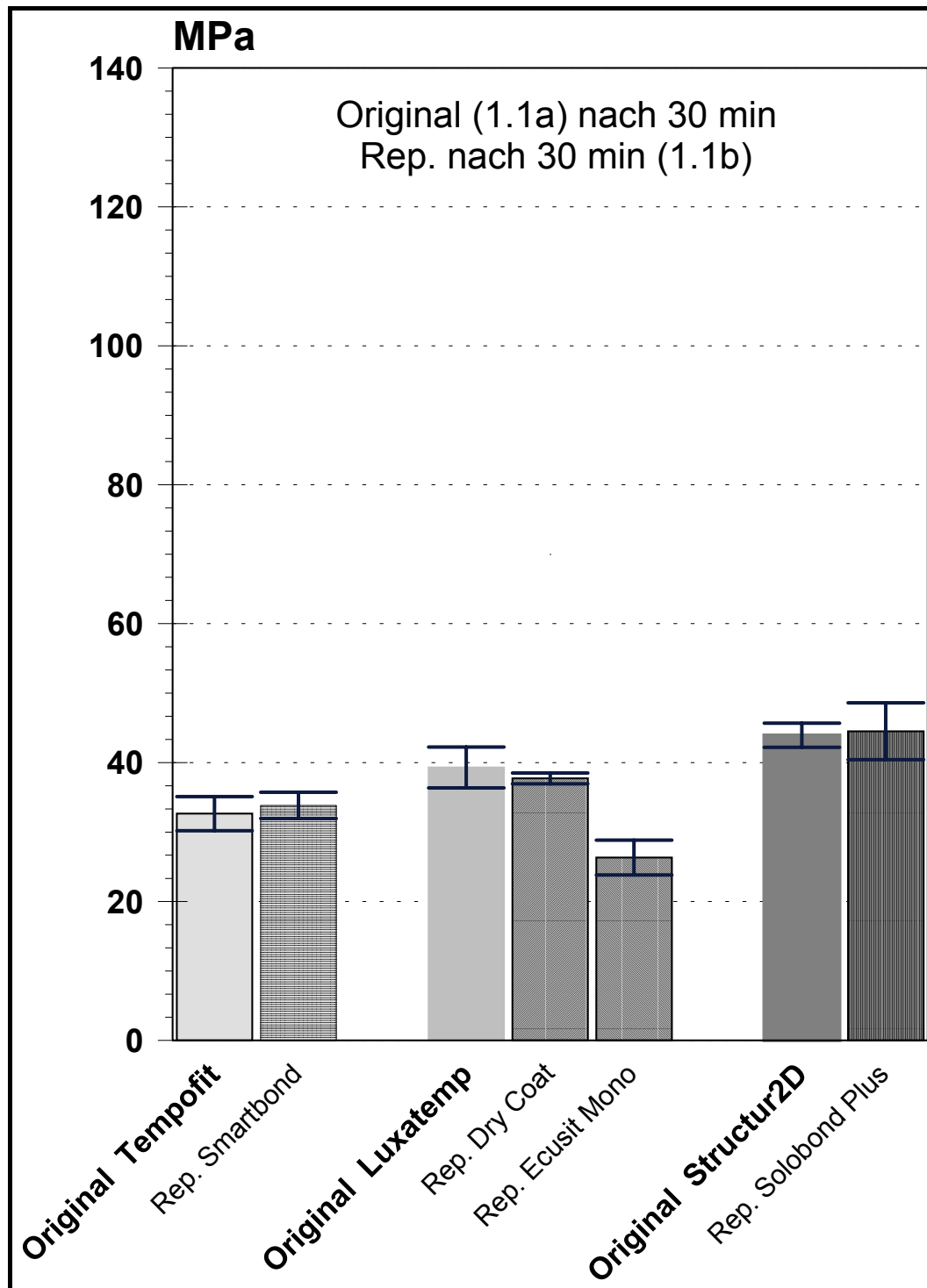


Abb. 6.1 Säulendiagramm mit Fehlerbalken für Versuchsgruppe 1.1

<b>Gr. 1.1a</b> <b>Originalbruch</b> <b>nach 30min</b>	<b>TEMPOFIT</b>	<b>LUXATEMP</b> <b>AUTOMIX</b>	<b>STRUCTUR</b> <b>II</b> <b>DOMINANT</b>
<b>TEMPOFIT</b>		0,003	0,000
<b>LUXATEMP</b> <b>AUTOMIX</b>	**		0,000
<b>STRUCTUR</b> <b>II</b> <b>DOMINANT</b>	***	***	

Tab. 6.5

**T-Test Versuchsgruppe 1.1a**

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

\*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant  
 \*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant  
 \* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikant  
 n.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

<b>Gr. 1.1b</b> <b>Rep. nach 30min</b> <b>(Orig. nach 30min)</b>	<b>TEMPOFIT</b> Smartbond Smartrepair	<b>LUXATEMP</b> Dry Coat Ecu Flow	<b>LUXATEMP</b> Ecusit Ecu Flow	<b>STRUCTUR</b> Solobond Plus Arabesk Flow
<b>TEMPOFIT</b> Smartbond Smartrepair		0,189	0,001	0,001
<b>LUXATEMP</b> Dry Coat Ecu Flow	n.s.		0,000	0,006
<b>LUXATEMP</b> Ecusit Ecu Flow	***	***		0,000
<b>STRUCTUR</b> Solobond Plus Arabesk Flow	***	**	***	

Tab. 6.6

**T-Test Versuchsgruppe 1.1b**

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

\*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant  
 \*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant  
 \* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikant  
 n.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

### 6.1.2 Versuchsgruppe 1.2

In der Gruppe 1.2a (Originalbruch nach 24 Stunden Feuchtlagerung) erhöhten sich die Mittelwerte der Originalbruchfestigkeiten aller Materialien gegenüber Versuchsgruppe 1.1a. Die ermittelten Werte lagen zwischen 92,6 +/-11,8 MPa (*Luxatemp*) und 41,7 +/-9,7 MPa (*Tempofit*). Die Bruchfestigkeit von *Tempofit* hatte sich im Gegensatz zu den anderen Materialien nach 24 Stunden nicht bedeutend erhöht. Alle Materialien unterschieden sich höchstsignifikant ( $p \leq 0,001$ ).

Nach erneutem Bruch 30min nach Reparatur der Probekörper aus der Gruppe 1.2a (Gruppe 1.2b) fielen die Werten wieder stark ab. Sie bewegten sich zwischen 54,4 +/-7,6 MPa (*Structur-2-Dominant/Solobond*) und 29,3 +/-7,3 MPa (*Tempofit/Smartbond*).

Die niedrigen Werte von *Tempofit/Smartbond*, *Luxatemp/Ecusit* und *Luxatemp/Dry Coat* unterschieden sich nicht signifikant ( $p > 0,05$ ), wobei sich aber der Unterschied dieser drei Materialien zu *Structur-2-Dominant/Solobond* als höchstsignifikant ( $p \leq 0,001$ ) herausstellte. Obwohl sich fast identische Reparaturfestigkeiten wie in Versuchsgruppe 1.1b (Reparatur nach 30 min) ergaben, stellten diese Werte jetzt nur noch zwischen 83,1% (*Structur-2-Dominant/Solobond*) und 31,7% (*Luxatemp/Ecusit*) der Originalbruchfestigkeit nach 24 Stunden dar.

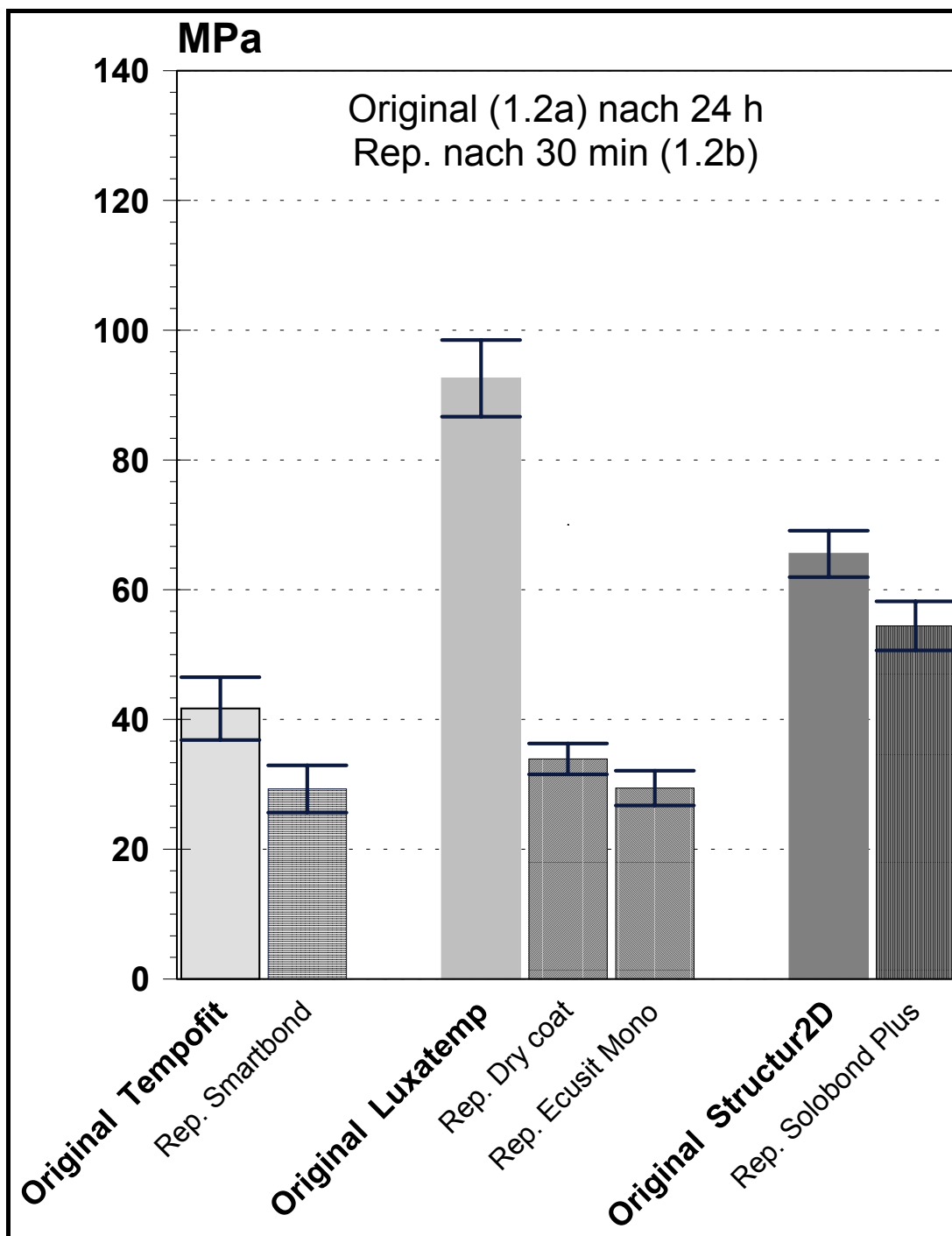


Abb. 6.2 Säulendiagramm mit Fehlerbalken für Versuchsgruppe 1.2

<b>Gr. 1.2a</b> <b>Originalbruch</b> <b>nach 24h</b>	<b>TEMPOFIT</b>	<b>LUXATEMP</b> <b>AUTOMIX</b>	<b>STRUCTUR</b> <b>II</b> <b>DOMINANT</b>
<b>TEMPOFIT</b>		0,000	0,000
<b>LUXATEMP</b> <b>AUTOMIX</b>	***		0,000
<b>STRUCTUR</b> <b>II</b> <b>DOMINANT</b>	***	***	

Tab. 6.7

**T-Test Versuchsgruppe 1.2a und 2.0**

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

\*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant  
 \*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant  
 \* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikant  
 n.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

<b>Gr. 1.2b</b> <b>Rep. nach 30min</b> <b>(Orig. nach 24h)</b>	<b>TEMPOFIT</b> Smartbond Smartrepair	<b>LUXATEMP</b> Dry Coat Ecu Flow	<b>LUXATEMP</b> Ecusit Ecu Flow	<b>STRUCTUR</b> Solobond Plus Arabesk Flow
<b>TEMPOFIT</b> Smartbond Smartrepair		0,092	0,961	0,000
<b>LUXATEMP</b> Dry Coat Ecu Flow	n.s.		0,050	0,000
<b>LUXATEMP</b> Ecusit Ecu Flow	n.s.	*		0,000
<b>STRUCTUR</b> Solobond Plus Arabesk Flow	***	***	***	

Tab. 6.8

**T-Test Versuchsgruppe 1.2b und 2.1**

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

\*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant  
 \*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant  
 \* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikant  
 n.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant



### 6.1.3 Versuchsgruppe 1.3

In der Gruppe 1.3a (Originalbruch nach 7tägiger Feuchtlagerung) erhöhten sich die Mittelwerte materialspezifisch weiterhin. Sie lagen zwischen 117,8 +/-6,5 MPa (*Luxatemp*) und 42,8 +/-7,1 MPa (*Tempofit*). Für *Tempofit* ergab sich keine wesentliche Verbesserung der Bruchfestigkeit gegenüber den Werten nach 24 Stunden. Bei den beiden verbleibenden Materialien war die Erhöhung der Originalbruchfestigkeit in den ersten 24 Stunden bedeutend markanter als in den folgenden 6 Tagen. Alle Materialien unterschieden sich höchstsignifikant ( $p \leq 0,001$ ).

Nach erneutem Bruch 30min nach Reparatur der Probekörper (Gruppe 1.3b) fielen die Mittelwerte im Vergleich der vorausgegangenen Reparaturgruppen (1.1b und 1.2b) weiterhin ab. Sie bewegten sich zwischen 41,1 +/-5,3 MPa (*Structur-2-Dominant/Solobond*) und 15,8 +/-4,58 MPa (*Tempofit/Smartbond*). Auch hier unterschied sich *Structur-2-Dominant/Solobond* deutlich (höchstsignifikant  $p \leq 0,001$ ) von den verbliebenden Materialien. Die erreichten Mittelwerte spiegelten lediglich 56,3% (*Structur-2-Dominant/Solobond*) bis 19,9% (*Luxatemp/Ecusit*) der Originalbruchfestigkeit nach 7 Tagen Feuchtlagerung wider.

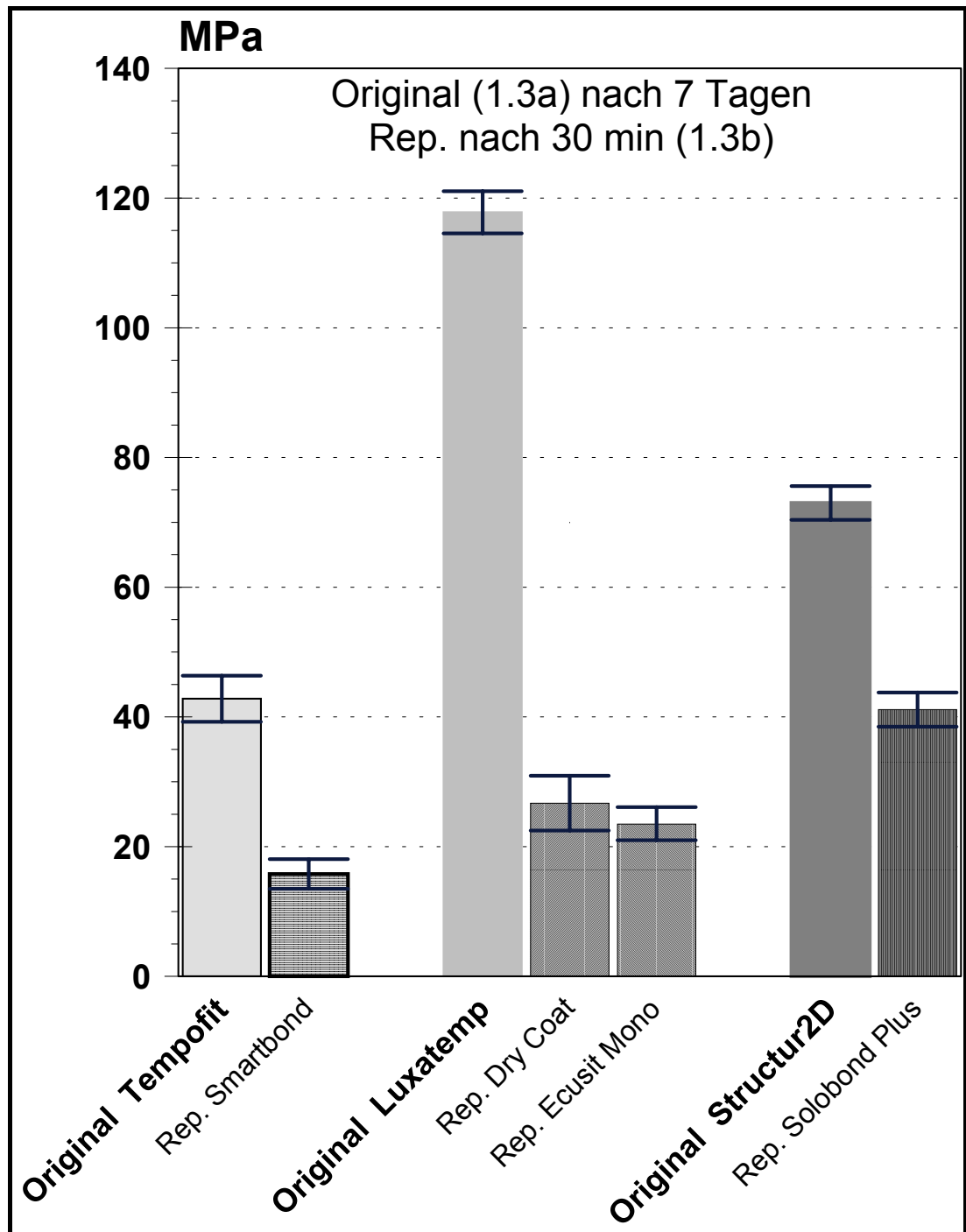


Abb. 6.3 Säulendiagramm mit Fehlerbalken für Versuchsgruppe 1.3

<b>Gr. 1.3a</b> <b>Originalbruch</b> <b>nach 7 Tagen</b>	<b>TEMPOFIT</b>	<b>LUXATEMP</b> <b>AUTOMIX</b>	<b>STRUCTUR</b> <b>II</b> <b>DOMINANT</b>
<b>TEMPOFIT</b>		0,000	0,000
<b>LUXATEMP</b> <b>AUTOMIX</b>	***		0,000
<b>STRUCTUR</b> <b>II</b> <b>DOMINANT</b>	***	***	

Tab. 6.9

**T-Test Versuchsgruppe 1.3a**

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

\*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant\*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant\* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikantn.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

<b>Gr. 1.3b</b> <b>Rep. nach 30min</b> <b>(Orig. nach 7 Tage)</b>	<b>TEMPOFIT</b> Smartbond Smartrepair	<b>LUXATEMP</b> Dry Coat Ecu Flow	<b>LUXATEMP</b> Ecusit Ecu Flow	<b>STRUCTUR</b> Solobond Plus Arabesk Flow
<b>TEMPOFIT</b> Smartbond Smartrepair		0,013	0,038	0,000
<b>LUXATEMP</b> Dry Coat Ecu Flow	*		0,317	0,000
<b>LUXATEMP</b> Ecusit Ecu Flow	*	n.s.		0,000
<b>STRUCTUR</b> Solobond Plus Arabesk Flow	***	***	***	

Tab. 6.10

**T-Test Versuchsgruppe 1.3b**

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

\*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant\*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant\* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikantn.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

## **6.2 Versuchsreihe 2**

### **6.2.1 Versuchsgruppe 2.0**

In Versuchsreihe 2 wurde das Alter der reparierten Probekörper künstlich variiert. So wurden lediglich in der ersten Versuchsgruppe (Gruppe 2.0) Originalprobekörper nach 24 Stunden Feuchtlagerung frakturiert. Da es sich hier um den exakten Versuchsaufbau wie in Gruppe 1.2a handelt, sind die Ergebnisse bereits dort (s.o.) besprochen.

### **6.2.2 Versuchsgruppe 2.1**

Die Gruppe 2.1 entspricht der Gruppe 1.2b (erneuter Bruch 30min nach Reparatur).

Originalbruch	Reparaturbruch	<i>Tempofit - Smartbond - Smartrepair</i>		
		Mittelwert (MPa)	Standard-abweichung	prozent. Vergleich bezügl. Originalbruch
Gr. 2.0 (24h)		41,68	9,68	
--	Gr. 2.1 (30min)	29,29	7,28	70,3%
--	Gr. 2.2 (24h)	36,35	9,90	87,3%
--	Gr. 2.3 (7Tage Thermocycling)	24,80	5,66	59,5%

**Tab. 6.11 Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 2) für Tempofit (Smartbond/Smartrepair)**

Originalbruch	Reparaturbruch	<i>Luxatemp – Dry Coat – Ecu Flow</i>		
		Mittelwert (MPa)	Standard-abweichung	prozent. Vergleich bezügl. Originalbruch
Gr. 2.0 (24h)		92,56	11,81	
--	Gr. 2.1 (30min)	33,92	4,74	36,6%
--	Gr. 2.2 (24h)	51,86	5,62	56,0%
--	Gr. 2.3 (7Tage Thermocycling)	34,39	14,63	37,1%

**Tab. 6.12 Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 2) für Luxatemp Automix (Dry Coat/Ecu Flow)**

Originalbruch	Reparaturbruch	<i>Luxatemp – Ecusit – Ecu Flow</i>		
		Mittelwert (MPa)	Standard-abweichung	prozent. Vergleich bezügl. Originalbruch
Gr. 2.0 (24h)		92,56	11,81	
--	Gr. 2.1 (30min)	29,42	5,36	31,7%
--	Gr. 2.2 (24h)	51,51	8,75	55,6%
--	Gr. 2.3 (7Tage Thermocycling)	37,64	7,51	40,6%

**Tab. 6.13** Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 2) für *Luxatemp Automix* (Ecusit Mono/Ecu Flow)

Originalbruch	Reparaturbruch	<i>Structur2D – Solobond – Arabesk Flow</i>		
		Mittelwert (MPa)	Standard-abweichung	prozent. Vergleich bezügl. Originalbruch
Gr. 2.0 (24h)		65,53	7,14	
--	Gr. 2.1 (30min)	54,42	7,56	83,1%
--	Gr. 2.2 (24h)	35,82	9,62	57,7%
--	Gr. 2.3 (7Tage Thermocycling)	29,35	9,33	44,9%

**Tab. 6.14** Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 2) für *Structur-2-Dominant* (Solobond Plus/Arabesk Flow)

### 6.2.3 Versuchsgruppe 2.2

In der Gruppe 2.2 (Reparaturbruch nach 24-stündiger Feuchtlagerung) stiegen die Mittelwerte aller Reparatursysteme leicht an. Eine Ausnahme bildete hier der Abfall der Werte bei *Structur-2-Dominant/Solobond*, welches noch in der Gruppe 2.1 (Reparaturbruch nach 30 min) die höchsten Bruchfestigkeiten zeigte. Die Mittelwerte in Versuchsgruppe 2.2 bewegten sich von 51,9 +/-5,6 MPa (*Luxatemp/Dry Coat*) bis 35,8 +/-9,6 MPa (*Structur-2-Dominant/Solobond*), wobei sich *Structur-2-Dominant/Solobond* und *Tempofit/Smartbond* nicht signifikant unterschieden. Dieses galt ebenso für die beiden *Luxatemp*-Systeme ( $p > 0,05$ ). Nach 24 Stunden erreichten die Materialien 87,3% (*Tempofit/Smartbond*) bis 55,6% (*Luxatemp/Ecusit*) ihrer Ausgangsbruchfestigkeiten.

### 6.2.4 Versuchsgruppe 2.3

In der Gruppe 2.3 (Reparaturbruch nach 7-tägigem Thermocycling) fielen die Mittelwerte wieder ab. Sie lagen zwischen 37,6  $\pm$  7,5 MPa (*Luxatemp/Ecusit*) und 24,8  $\pm$  5,7 MPa (*Tempofit/Smartbond*), wobei sich die Materialien dieser Versuchsgruppe nicht mehr wesentlich unterschieden.

Der Abfall der Bruchfestigkeiten schlägt sich auch in den Prozentzahlen nieder. Hier besaßen die reparierten Probekörper nur noch 59,5% (*Tempofit/Smartbond*) bis 37,1% (*Luxatemp/Dry Coat*) der Ausgangsbruchfestigkeit nach 24 Stunden.

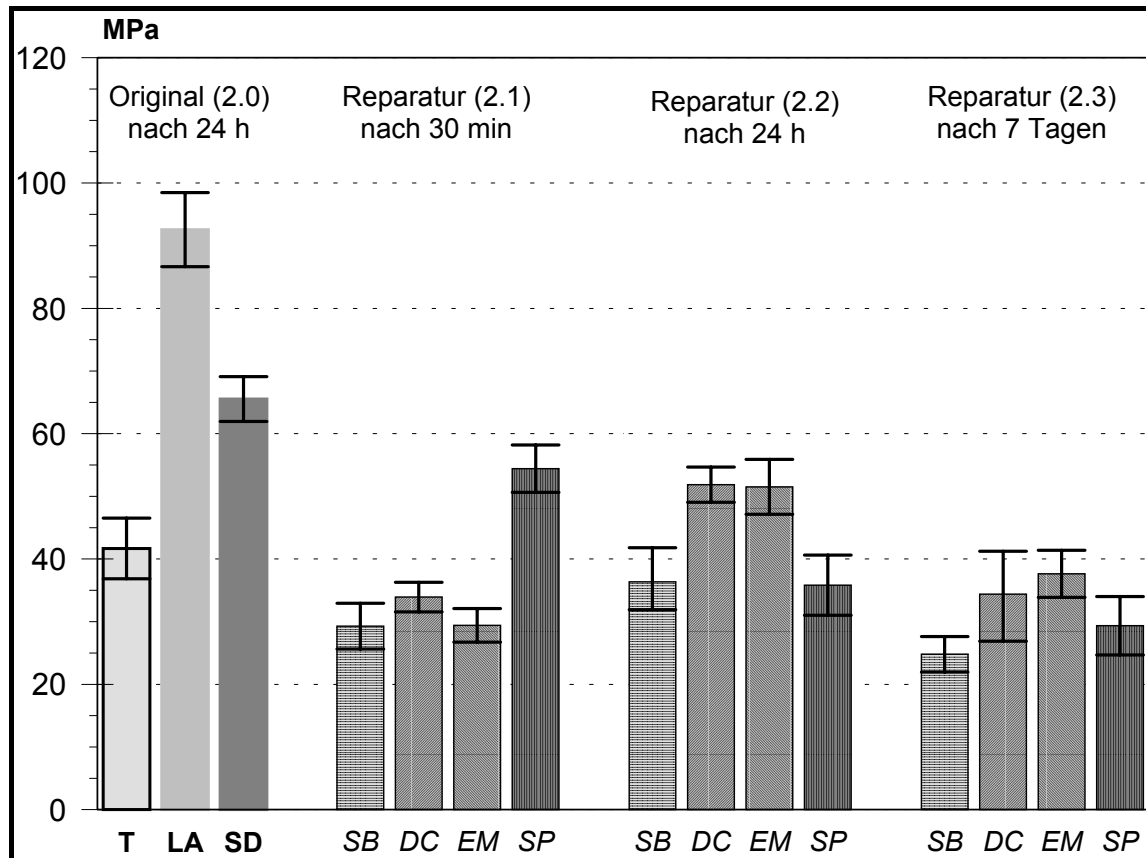


Abb. 6.4 Säulendiagramm mit Fehlerbalken für Versuchsreihe 2

(T=Tempofit/ LA=Luxatemp Automix/ SD=Structur-2-Dominant/  
SB=Smartbond/ DC=Dry Coat/ EM=Ecusit Mono/ SP=Solobond Plus)

<b>Gr. 2.2</b> Rep. nach 24h (Orig. nach 24h)	<b>TEMPOFIT</b> Smartbond Smartrepair	<b>LUXATEMP</b> Dry Coat Ecu Flow	<b>LUXATEMP</b> Ecusit Ecu Flow	<b>STRUCTUR</b> Solobond Plus Arabesk Flow
<b>TEMPOFIT</b> Smartbond Smartrepair		0,002	0,001	0,898
<b>LUXATEMP</b> Dry Coat Ecu Flow	**		0,705	0,001
<b>LUXATEMP</b> Ecusit Ecu Flow	***	n.s.		0,001
<b>STRUCTUR</b> Solobond Plus Arabesk Flow	n.s.	***	***	

Tab. 6.15

**T-Test Versuchsgruppe 2.2**

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

\*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant  
 \*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant  
 \* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikant  
 n.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

<b>Gr. 2.3</b> Rep. nach 7 Tagen (Orig. nach 24h)	<b>TEMPOFIT</b> Smartbond Smartrepair	<b>LUXATEMP</b> Dry Coat Ecu Flow	<b>LUXATEMP</b> Ecusit Ecu Flow	<b>STRUCTUR</b> Solobond Plus Arabesk Flow
<b>TEMPOFIT</b> Smartbond Smartrepair		0,056	0,000	0,178
<b>LUXATEMP</b> Dry Coat Ecu Flow	n.s.		0,520	0,331
<b>LUXATEMP</b> Ecusit Ecu Flow	***	n.s.		0,030
<b>STRUCTUR</b> Solobond Plus Arabesk Flow	n.s.	n.s.	*	

Tab. 6.16

**T-Test Versuchsgruppe 2.3**

Oberer Anteil der Tabelle: Irrtumswahrscheinlichkeit P

Unterer Anteil der Tabelle: Symbolisierung und Bedeutung von P

\*\*\* entspr.  $p \leq 0,001$  / höchstsignifikant  
 \*\* entspr.  $p \leq 0,01$  / sehr signifikant  
 \* entspr.  $p \leq 0,05$  / signifikant  
 n.s. entspr.  $p > 0,05$  / nicht signifikant

## **7. Diskussion**

### **7.1 Zur Materialauswahl**

In der vorliegenden Arbeit wurden Materialien untersucht, bei denen durch das Doppelkartuschensystem mit statischer Mischkanüle die Verarbeitungsfehler, wie Lufteinschlüsse und falsche Mischungsverhältnisse, minimiert sind. RZANNY et al [45] untersuchten Porositäten in Schliffflächen bei 4000facher Vergrößerung bei unterschiedlichen Materialgenerationen. So wiesen ältere Pulver-Flüssigkeits-Präparate, die per Hand angemischt wurden, deutlich größere Hohlräume, die durch Diffusion der monomeren Flüssigkeit in die Polymerkügelchen entstehen, als die weiterentwickelten Automix-Varianten auf. Dieses hatte einen negativen Effekt auf die Bruchfestigkeit des Materials.

Auf den Wunsch nach einem Reparatursystem für moderne Komposite [14, 19, 33, 37] haben die Dentalfirmen reagiert und beschreiben die Reparatur mit lichthärtenden Bondings und fließfähigen Kompositen. Glatte Brüche ohne Materialauspregungen sind sicherlich durch das einfache Verbinden der Frakturenenden mit Bondingflüssigkeiten zu reparieren. Da aber in Vorversuchen deutlich wurde, dass unterschiedlich gealterte Probekörper verschiedener Präparate nicht immer glatt brachen, sollten alle frakturierten Probekörper der vorliegenden Arbeit in gleicher Weise (Verwendung einer Bondingflüssigkeit und fließfähiges Komposites bei 45°Anschrägung der Frakturenenden) repariert werden.



Die so erhaltenen Ergebnisse inklusive der Schlussfolgerungen gelten deshalb auch nur für diese Art der Reparatur.

Trotz der bewussten Materialauswahl an chemisch und verarbeitungstechnisch gleichwertigen Produkten sind natürlich Fehler beim Befüllen der kleindimensionierten Silikonformen möglich, die zum Verfälschen der Messergebnisse führen.

## **7.2 Zur Versuchsmethodik**

Es wird eine für die klinische Anwendung ausreichende Bruchfestigkeit von  $50\text{N/mm}^2$  gefordert, damit die temporäre Restauration den unausweichlich auf sie einwirkenden Kaukräften widerstehen kann [4, 13, 33, 45, 58, 59, 60].

Die Bruchfestigkeit erscheint zunächst als eine materialspezifische Eigenschaft, nach der man die Eignung des jeweiligen Kunststoffes für den Einsatz als temporären Kronen- und Brückenwerkstoffes einschätzen kann.

Die Bruchfestigkeit einer Restauration ist im allgemeinen aber noch von weiteren Faktoren abhängig. Diese beziehen sich auf die Schichtstärke des Materials, die Ausgestaltung der Brückenzwischenglieder bezüglich ihrer Höhe und Länge, Lufteinschlüsse und nicht zuletzt auf die Befestigung am beschliffenen Zahn. Die Compliance des Patienten spielt hier ebenfalls eine Rolle (Schonung des betreffenden Quadranten, Parafunktionen usw.).

Aus diesen Gründen stellt der Drei-Punkt-Biegetest in der Praxis lediglich eine Orientierung beim Vergleich und bei der Neuentwicklung von temporären Kronen- und Brückenmaterialien dar. Deshalb wird bei experimentellen Prüfungen der Bruchfestigkeit häufig die DIN EN ISO 10477 („Zahnheilkunde – Kronen- und Brückenkunststoffe“) [21] berücksichtigt, die bei einigen Autoren [19, 40, 58] beschrieben ist. Natürlich sind auch andere Testvarianten bzw. Versuchsanordnungen möglich, wie beispielsweise die Bestimmung der Schlagbiege Zähigkeit (BORCHERS und JUNG [6]) oder den Ein-Punkt-Biegeversuch [68]. Darüber hinaus wären auch Änderungen der angegebenen Versuchsparametern ( Größe der Probekörper, Vorschubgeschwindigkeit, Abstand der Probekörperauflagen, usw.) oder die Bewertung verschiedener Kenngrößen ( E-Modul, Maximale Durchbiegung, usw.) nach Abschluss der Materialprüfungen mit einer Universalprüfmaschine möglich. Aufgrund der effektiveren Synopse mit anderen Autoren wurde aber der vorstehende Versuchsaufbau gewählt. Hierbei muss festgestellt werden, dass in der Literatur wenig Angaben zur quantitativen Reparaturfähigkeit von temporären Kronen- und Brückenmaterialien zu finden sind.

Nach SEATON [46] ist die Belastung einer Restauration durch das Zusammentreffen verschiedener Belastungskräfte geprägt. KELLER [24] und GAUSMANN et al. [19] haben dieser Beobachtung Rechnung getragen und den Verbund der Kunststoffe in unterschiedlichen Polymerisationsstadien in Scher- und Zugversuchen untersucht.

Bei deren Untersuchungen stellte sich heraus, dass Alter und Oberflächenbeschaffenheit der frakturierten Probekörper eine eher untergeordnete Rolle spielen. Wichtiger erscheint hier die Beobachtung einer suffizienten Reparatur eines eher veralteten Materials auf Polymethyl-Methacrylat-Basis unter Verwendung der Monomerflüssigkeit zur Benetzung der Frakturoberflächen.

Der beschriebene Vorteil der modernen kompositbasierten Pasten-Materialien, bezüglich der höheren Bruchfestigkeit, hervorgerufen durch das definierte Doserverhältnis und die Homogenität des Polymerisates [46], tritt aber bei möglichen Reparaturversuchen wegen des Fehlens der Monomerflüssigkeit in den Hintergrund.

### 7.3 Zu den Ergebnissen

In der Versuchsreihe 1 wird der Einfluss des Alters des Originalprobekörpers auf die Qualität der Probekörperreparatur untersucht. Betrachtet man die Originalbruchwerte der drei K + B Materialien, fallen schon die deutlich unterschiedlichen Bruchfestigkeiten der Produkte auf. Während *Luxatemp Automix* Bruchfestigkeiten von mehr als 100 MPa aufweist, erreicht *Tempofit* nicht einmal die von der Norm (DIN EN ISO 10 477 [21]) geforderten 50 MPa. So muß man in der Praxis schon auf die Auswahl des Produktes achten.

Weiterhin kommt es mit ansteigendem Alter des auspolymerisierten Kunststoffes auch zu einem Anstieg der Bruchfestigkeit. Hier ist besonders der Zeitraum in den ersten 24 Stunden zu nennen.

Nach dieser Zeit ist die wesentliche Bruchfestigkeit erreicht. Dieses macht auch den Zeitpunkt für die genormte Werkstoffprüfung nach DIN EN ISO 10 477 (24 Stunden nach Polymerisationsbeginn) [21] plausibel.

Mit diesem Ergebnis werden die Autoren [6, 45] bestätigt, die daraus folgern, dass die Nachpolymerisation der Kunststoffe dem Festigkeitsabfall durch Wassereinlagerung entgegenwirkt. Für die Praxis bedeutet dieses, dass temporärer Zahnersatz initial vom Patienten nicht belastet werden sollte, da dieser noch nachhärtet [19].

Die Ergebnisse der reparierten Probekörper zeigen eine zunächst sehr gute Reparaturfähigkeit mit den gelieferten Bondingsystemen bei relativ frühen Brüchen (Originalbruch nach 30 min). Die errechneten Prozentwerte zeigen dies eindrucksvoll. Mit Fortschreiten der Nachpolymerisation der Originalrestaurationen verschlechtern sich aber die Ergebnisse der Reparaturen. Vielfach stagnieren die Werte, welches sich aber bei steigenden Originalbruchfestigkeiten in sehr geringen Prozentwerten äußert. So muß man eigentlich die Aussage einer sehr guten Reparaturfähigkeit in der initialen Phase revidieren, da hier die Endhärte der temporären Restauration noch nicht erreicht ist. Der Zeitpunkt der Fraktur eines angefertigten temporären Zahnersatz erscheint für die Qualität der Reparatur eher als unbedeutend.

Im Gegensatz zur Versuchsreihe 1 wird in Reihe 2 das Alter der reparierten Probekörper untersucht. Die Originalstäbe wurden 24 Stunden nach Polymerisationsbeginn gebrochen. Dieser Versuchsaufbau erscheint nach DIN EN ISO 10 477 [21] und den Ergebnissen aus Versuchsreihe 1 als sinnvoll. Es wird deutlich, dass, analog zu den Originalbruchfestigkeiten, sich die Bruchfestigkeiten der reparierten Restaurationen in den ersten 24 Stunden erhöhen. Auch hier muß eine Nachpolymerisation stattfinden.

Ob das fließfähige Komposit, welches zur Reparatur eingesetzt wird, hier nachpolymerisiert, ist eher fraglich, da es einen lichthärtenden Polymerisationsmechanismus besitzt. Vielmehr liegt der Schluss nahe, dass die fortschreitende Nachhärtung der ursprünglichen Frakturstücke eine weitere Versteifung des reparierten Gesamtprobekörper bewirkt. Deutlich ist aber, dass bei allen reparierten Probekörpern lediglich etwa 50% der Originalbruchfestigkeit wieder erreicht wird.

Bei Temperaturwechselbelastung ( 7 Tage) nehmen die Bruchfestigkeiten gegenüber den Anfangswerten weiter ab. Um genauere Aussagen treffen zu können, hätten detaillierte Thermocyclinguntersuchungen durchgeführt werden müssen. In der vorliegenden Arbeit wird qualitativ nur die weitere Schwächung der temporären Restauration bei nicht isothermen Milieubedingungen, wie sie in der Mundhöhle vorkommen, deutlich.

Aufgrund der Ergebnisse muß man weiterhin davon ausgehen, dass die Reparaturfähigkeit der temporären Kronen- und Brückenmaterialien der neueren Generation nicht befriedigende Ergebnisse zeigt [19]. Sicherlich erscheint die Reparatur kleiner Teilbereiche, die nicht direkt den Kaukräften ausgesetzt, als suffizient.

Im wesentlichen handelt es sich hier um Kronenrandverlängerungen, Verstärkung der Kronenaussenflächen, Unterfütterungen, Farbkorrekturen usw.[3, 11, 32, 35, 42, 44, 48, 65, 67].

Bei der Fraktur größer Brückenspannen empfiehlt sich weiterhin die Neuanfertigung der temporären Brücke [28, 34, 64]. Fraglich bleibt, ob bei glatten Frakturen die einfache Reparatur nur mit einer Bondingflüssigkeit bessere Ergebnisse zeigt.

## 8. Schlussfolgerung

- Die Reparatur der untersuchten Kronen- und Brückenkunststoffe mit deren angebotenen Reparaturmaterialien ist möglich, aber durchaus noch verbesserungswürdig, da die geforderte Bruchfestigkeit von 50 MPa häufig nicht erreicht wurde.
- Die Reparaturfähigkeit verringert sich mit voranschreitender Alterung der temporären Restauration.
- Das Material *Tempofit* zeigte nicht die geforderte Bruchfestigkeit von 50 MPa, so dass dieses Material als ungeeignet für die Herstellung von temporärem Zahnersatz erscheint.

## 9. Literaturverzeichnis

1. Anders A., Welker D.:  
Untersuchungen an Kronen- und Brückenplasten für die Interimsversorgung.  
Dtsch Zahnärztl Z 45: 149-153, 1990.
2. Andreopoulos A.G., Polyzois G.L.:  
Repair of denture base resins using visible light-cured materials.  
J Prosthet Dent 72: 462-468, 1994.
3. Aviv I., Himmel R., Assif D.:  
A technique for improving the marginal fit of temporary acrylic resin crowns using injection of self-curing acrylic resin.  
Quintessence Int 17: 313-315, 1986.
4. Binkley C.J., Irvin P.T.:  
Reinforced heat-processed acrylic resin provisional restorations.  
J Prosthet Dent 57: 689-693, 1987.
5. Borchers L., Jung T.:  
Werkstoffkundliche Untersuchungen an Materialien für Kronen und Brücken.  
Dtsch Zahnärztl Z 39: 757-760, 1984.
6. Borchers L., Jung T.:  
Schlagbiege Zähigkeit und Biegefestigkeit von Materialien für provisorische Kronen und Brücken.  
Dtsch Zahnärztl Z 41: 1073-1076, 1986.



7. Braden M., Causton B., Clarke R.L.:  
An ethylen imine derivate as a temporary crown and bridge material.  
J Dent Res 50: 536-541, 1971.
8. Bral M.:  
Periodontal considerations for provisional restorations.  
Dent Clin North Am 33: 457-477, 1989.
9. Bühl A., Zöfel P.:  
SPSS Version 10 : Einführung in die moderne Datenanalyse unter  
Windows.  
Addison Wesley München, 104-113, 2000.
10. Burgess J.O., Kaiser D.A., Powers J.M.:  
Physical Properties of Provisional Materials.  
J Dent Res 75: 296 (Abstr.no. 2230), 1996.
11. Chiche G.:  
Improving marginal adaptation of provisional restorations.  
Quintessence Int 21: 325-329, 1990.
12. Christensen G.J.:  
Provisional restorations for fixed prosthodontics.  
J Am Dent Assoc 127: 249-252, 1996.
13. Darbar U.R., Huggett R., Harrison A.:  
Stress analysis techniques in complete dentures.  
J Dent 22: 259 -264, 1994.
14. Diedrichs G., Kiel V., Svoboda R.:  
Vergleichende Festigkeitsprüfung laborgefertigter Brückenprovisorien  
aus Kunststoff.  
Dtsch Zahnärztl Z 51: 661-663, 1996.

15. Driscoll C.F., Woolsay G., Ferguson W.M.:  
Comparison of exothermic release during polymerization of four materials used to fabricate interim restorations.  
J Prosthet Dent 65: 504-506, 1991.
  
16. Dylina T.J., Rutherford D.:  
A fast and efficient method for cast core provisional restoration of anterior teeth.  
J Prosthet Dent 74: 319-320, 1995.
  
17. Ferracane J.L.:  
Temporary Restoratives  
in: Materials in Dentistry : Principles and Applications, J. B. Lippincott Company Philadelphia, 220-229, 1995.
  
18. Gausmann M., Keller P., Wöstmann B., Ferger P.:  
Comparison of various resins used for provisional restorations.  
J Dent Res 78: 316 (Abstr.no. 1683), 1999.
  
19. Gausmann M., Keller P., Wöstmann B., Ferger P.:  
Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit chemisch unterschiedlicher temporärer Kronen und Brückenmaterialien.  
Zahnärztl Welt 108: 720-724, 1999.
  
20. Hazelton L.R., Brudvik J.S.:  
A new procedure to reinforce fixed provisional restorations.  
J Prosthet Dent 74: 110-113, 1995.
  
21. International Organisation for Standardization :  
ISO 10477 Dentistry- Polymer-based crown and bridge materials.  
Genf, 92.

22. Janda, R.:  
Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe.  
In: Eichner K.; Kappert H.F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre  
Verarbeitung. Hüthig Heidelberg, 173-210, 1996.
23. Käyser A.F., Creugers N.H., Plasmans P.J., Postema N., Snoek, P.A.:  
Die Provisorische Versorgung.  
In: Käyser A.F., Creugers N.H., Plasmans P.J., Postema N., Snoek,  
P.A.: Kronen- und Brückenprothetik. Behandlungsplanung, Indikation,  
Ausführung, Langzeitbewährung.  
Deutscher Ärzte-Verlag Köln, 159-172, 1997.
24. Keller P.M.:  
Vergleich mechanischer Eigenschaften verschiedener temporärer  
Kronen- und Brückenmaterialien. Zahnmed Diss, JLU Gießen, 2001
25. Koeck B.:  
Temporäre Versorgung.  
In: Koeck, B. (Hrsg.): Kronen- und Brückenprothetik. Urban und  
Fischer München, Stuttgart, Jena, Lübeck, Ulm, 121-129, 1999.
26. Kollmannsperger P.:  
Biegefestigkeit von UV-härtenden Composites.  
Dtsch Zahnärztl Z 32: 952-954, 1977.
27. Koumjian J.H., Holmes J.B.:  
Marginal accuracy of provisional restorative materials.  
J Prosthet Dent 63: 639-642, 1990.
28. Koumjian J.H., Nimmo A.:  
Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional  
restorations.  
J Prosthet Dent 64: 654-657, 1990.

29. Larson W.R., Dixon L.D., Aquilino S.A., Clancy J.M.S.:  
The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. J Prosthet Dent 66: 816-820, 1991.
  
30. Liebenberg W.H.:  
Reducing marginal flash in the fabrication of direct provisional restorations: A new technique using light-cured resin and transparent silicone. J Rest Dent 61: 708-712, 1995.
  
31. Lloyd C.H., Iannetta R.V.:  
The fracture toughness of dental composites.  
J Oral Rehabil 9: 55-66, 1982.
  
32. Lowe R.A.:  
The art and science of provisionalization.  
Int J Periodontics Restorative Dent 3, 65-73, 1987.
  
33. Luthardt R., Hinz M., Stößel M.:  
Vergleichende klinische Studie temporärer K&B-Kunststoffe.  
Phillip J 11-12: 367-373, 1996.
  
34. Mayer T.:  
Mikrostruktur und Materialeigenschaften verschiedener provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed 105: 1134-1141, 1995.
  
35. Monday J.J.L., Blais D.:  
Marginal adaptation of provisional acrylic resin crowns.  
J Prosthet Dent 54: 194-197, 1985.

36. Normenausschuß Kunststoff (FNK) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V.:  
DIN 53 452: Prüfung von Kunststoffen: Biegeversuch. 1977
37. Olvera N., de Rijk W.G.:  
Effect of surface treatments on the repair of a light-activated denture repair using censored data.  
Dent Mater 10, 122-127, 1994.
38. Pfeiffer P., Schwickerath H.:  
Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien.  
Dtsch Zahnärztl Z 43: 552-557, 1988.
39. Pietrobon N., Lehner Ch.R., Schärer P.:  
Langzeitprovisorien in der Kronen-Brücken-Prothetik.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 106: 236-244, 1996.
40. Polansky R., Penkner K., Wenger S., Haas M., Bratschko R.O.:  
Belastbarkeit moderner Provisorienkunststoffe.  
Dtsch Zahnärztl Z 53: 795-798, 1998.
41. Powell D.B., Nicholls J.I., Yuodelis R.A.:  
A comparison of wire- and kevlar-reinforced provisional restorations.  
Int J Prosthodont 7: 81-89, 1994.
42. Prestipino V.:  
Visible light cured resins: A technique for provisional fixed restorations.  
Quintessence Int 20: 241-248, 1989.
43. Reither W.:  
Der temporäre Ersatz.  
Vortrag Bayrischer Zahnärztetag : 79-92, 1981.

44. Rossein K.:  
The search for an ideal provisional material.  
Dental Economics 5/95: 107-108, 1995.
  
45. Rzanny A., Welker D., Göbel R.:  
Werkstoffkundlicher Vergleich temporärer K&B-Kunststoffe.  
Phillip J 13: Sonderdruck, Heft 11-12, 1996.
  
46. Seaton P.:  
Mechanics of tensile and shear stress generation partial denture retainers.  
J Prosthet Dent 71: 237-244, 1994.
  
47. Setz J., Lin, W.:  
Biegefestigkeit kurzfaserverstärkter Provisorienkunststoffe.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99: 544-547, 1989.
  
48. Strub J.R.:  
Provisorische Versorgung.  
In: Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern, M.:  
Curriculum Prothetik. Bd 2, Quintessenz Berlin, 547-567, 1994.
  
49. Tjan A.H.L., Grant B.E.:  
Marginal accuracy of temporary composite crowns.  
J Prosthet Dent 58: 417-421, 1987.
  
50. Trushkowsky R.D.:  
Fabrication of a fixed provisional restoration utilizing a light-curing acrylic resin.  
Quintessence Int 23: 415-419, 1992.

51. Vahidi F.:  
The provisional restoration.  
Dent Clin North Am 31: 363-381, 1987.
  
52. Vallittu P.K.:  
Acrylic resin-fiber composite-part 2: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength.  
J Prosthet Dent 71: 613-617, 1994.
  
53. Vallittu P.K., Lassila V.P., Lappalainen R.:  
Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite.  
Dent Mater 10:116-120, 1994
  
54. Vallittu P.K., Lassila V.P., Lappalainen R.:  
Acrylic resin-fiber composite-part 1: The effect of fiber concentration on fracture resistance.  
J Prosthet Dent 71: 607-612, 1994.
  
55. Vallittu P.K., Lassila V.P., Lappalainen R.:  
Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of heat-polymerized resin.  
J Prosthet Dent 72: 639-643, 1994.
  
56. Vivadent :  
Wissenschaftliche Dokumentation: ProviPont/ProviPont DC.  
Wissenschaftlicher Dienst: Forschung & Entwicklung/ August 1995.
  
57. Waerhaug J.:  
Temporary Restorations: Advantages and Disadvantages.  
Dent Clin North Am 24: 305-316, 1980.

58. Welker D.:  
Kunststoffe für die temporäre Versorgung.  
In: Meiners H., Lehmann K.M.: Klinische Materialkunde für Zahnärzte.  
Hanser München Wien, 325-335, 1998.
59. Wirz J.:  
Kronen- und Brückenprovisorien.  
In: Wirz J.: Klinische Material- und Werkstoffkunde. Quintessenz  
Berlin, 286-312, 1993.
60. Wirz J., Bangert R., Jäger K.:  
Kronen- und Brückenprovisorien Teil 1: Anforderungen.  
Quintessenz 43:1297-1305, 1992.
61. Wirz J., Bangert R., Jäger K.:  
Kronen- und Brückenprovisorien Teil 2: Übersicht und Herstellung.  
Quintessenz 43:1457-1463, 1992.
62. Wirz J., Bangert R., Schmidli F.:  
Kronen- und Brückenprovisorien Teil 3: Provisorienkunststoffe und  
ihre Eigenschaften.  
Quintessenz 43:1647-1661, 1992.
63. Wirz J., Nigg N., Schmidli F.:  
Moderne Provisorienkunststoffe Teil 1: Materialübersicht und  
Untersuchungsmethoden.  
Quintessenz 46: 83-91, 1992.
64. Wirz J., Nigg N., Schmidli F.:  
Moderne Provisorienkunststoffe Teil 2: Resultate und Diskussion.  
Quintessenz 46: 245-255, 1992.



65. Wood M., Halpern B.G., Lamb M.F.:  
Visible light-cured composite resins: An alternative for anterior provisional restorations.  
J Prosthet Dent 51: 192-194, 1984.
66. Yazdanie N., Mahood M.:  
Carbon fiber acrylic resin composite: An investigation of transverse strength.  
J Prosthet Dent 54: 543-547, 1985.
67. Yuodelis R.A., Faucher R.:  
Provisional restorations: An integrated approach to periodontics and restorative dentistry.  
Dent Clin North Am 24: 285-303, 1980.
68. Zwick GmbH & Co :  
Betriebsanleitung: Zug-, Druck- und Biegeprüfprogramm, 1995.

## 10. Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle</b>	<b>Titel</b>	<b>Seite</b>
Tab. 1.1	Aufgaben des temporären Kronen- und Brückenersatzes	4
Tab. 3.1	Patientenbezogene Anforderungen	9
Tab. 3.2	Verarbeitungsbezogene Anforderungen	9
Tab. 5.1	Untersuchte Materialien	25
Tab. 6.1	Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 1) für Tempofit	38
Tab. 6.2	Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 1) für Luxatemp Automix	38
Tab. 6.3	Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 1) für Luxatemp Automix	38
Tab. 6.4	Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 1) für Structur 2 Dominant	38
Tab. 6.5	T-Test Versuchsgruppe 1.1a	40
Tab. 6.6	T-Test Versuchsgruppe 1.1b	40
Tab. 6.7	T-Test Versuchsgruppe 1.2a und 2.0	43
Tab. 6.8	T-Test Versuchsgruppe 1.2b und 2.1	43
Tab. 6.9	T-Test Versuchsgruppe 1.3a	46
Tab. 6.10	T-Test Versuchsgruppe 1.3b	46

<b>Tabelle</b>	<b>Titel</b>	<b>Seite</b>
Tab. 6.11	Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 2) für Tempofit	47
Tab. 6.12	Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 2) für Luxatemp Automix	47
Tab. 6.13	Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 2) für Luxatemp Automix	48
Tab. 6.14	Mittelwerte und Standardabweichungen (Versuchsreihe 2) für Structur 2 Dominant	48
Tab. 6.15	T-Test Versuchsgruppe 2.2	50
Tab. 6.16	T-Test Versuchsgruppe 2.3	50

## 11. Abbildungsverzeichnis

Abbildung	Titel	Seite
Abb. 3.1	Aufbau eines Verbundpolymers	11
Abb. 5.1	Kronen- und Brückenmaterial <i>Tempofit</i>	26
Abb. 5.2	Kronen- und Brückenmaterial <i>Luxatemp Automix</i>	27
Abb. 5.3	<i>Dry Coat</i>	28
Abb. 5.4	Kronen- und Brückenmaterial <i>Structur 2 Dominant</i>	29
Abb. 5.5	Probekörper im Biegeversuch	32
Abb. 5.6	Schemazeichnung des Thermocyclers	33
Abb. 6.1	Säulendiagramm mit Fehlerbalken für Versuchsgruppe 1.1	39
Abb. 6.2	Säulendiagramm mit Fehlerbalken für Versuchsgruppe 1.2	42
Abb. 6.3	Säulendiagramm mit Fehlerbalken für Versuchsgruppe 1.3	45
Abb. 6.4	Säulendiagramm mit Fehlerbalken für Versuchsreihe 2	49
Abb. A1	Boxplots Versuchsgruppen 1.1a / 1.2a (2.0) / 1.3a (Originalbrüche)	74
Abb. A2	Boxplots Versuchsgruppen 1.1b / 1.2b (2.1) / 1.3b (Reparaturbrüche)	75
Abb. A3	Boxplots Versuchsgruppen 2.2 und 2.3	76

## 12. Lebenslauf

Name:	Tanja Waltraud Gausmann, geb. Haverkamp
Geburtsdatum und -ort:	17.10.1970, Ibbenbüren
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	verheiratet
Vater:	Jürgen Haverkamp
Mutter:	Hannelore Haverkamp, geb. Schwarz
Schulbildung:	Grundschule Schafberg Ibbenbüren 1977 – 1980 Grundschule St. Michael Ibbenbüren 1980 – 1981 Roncalli – Realschule Ibbenbüren 1981 – 1987 Goethe – Gymnasium Ibbenbüren 1987 – 1989
Berufsausbildung: (Zahnarzthelferin)	Dr. Achim Stahlhoff, Ibbenbüren 1989 – 1992
Schulbildung:	Comenius – Colleg Mettingen 1992 – 1994 Abitur am : 15.06.1994
Hochschulstudium: Gießen	Studium der Zahnmedizin an der JLU (WS 94/95 bis SS 99) Zahnärztliche Prüfung (Staatsexamen) 14.12.1999 Approbation als Zahnärztin 30.12.1999
Berufliche Tätigkeit:	seit Mai 2000 Ausbildungsassistentin bei Dr. Thomas Hügelmeier, Ibbenbüren- Püßelbüren

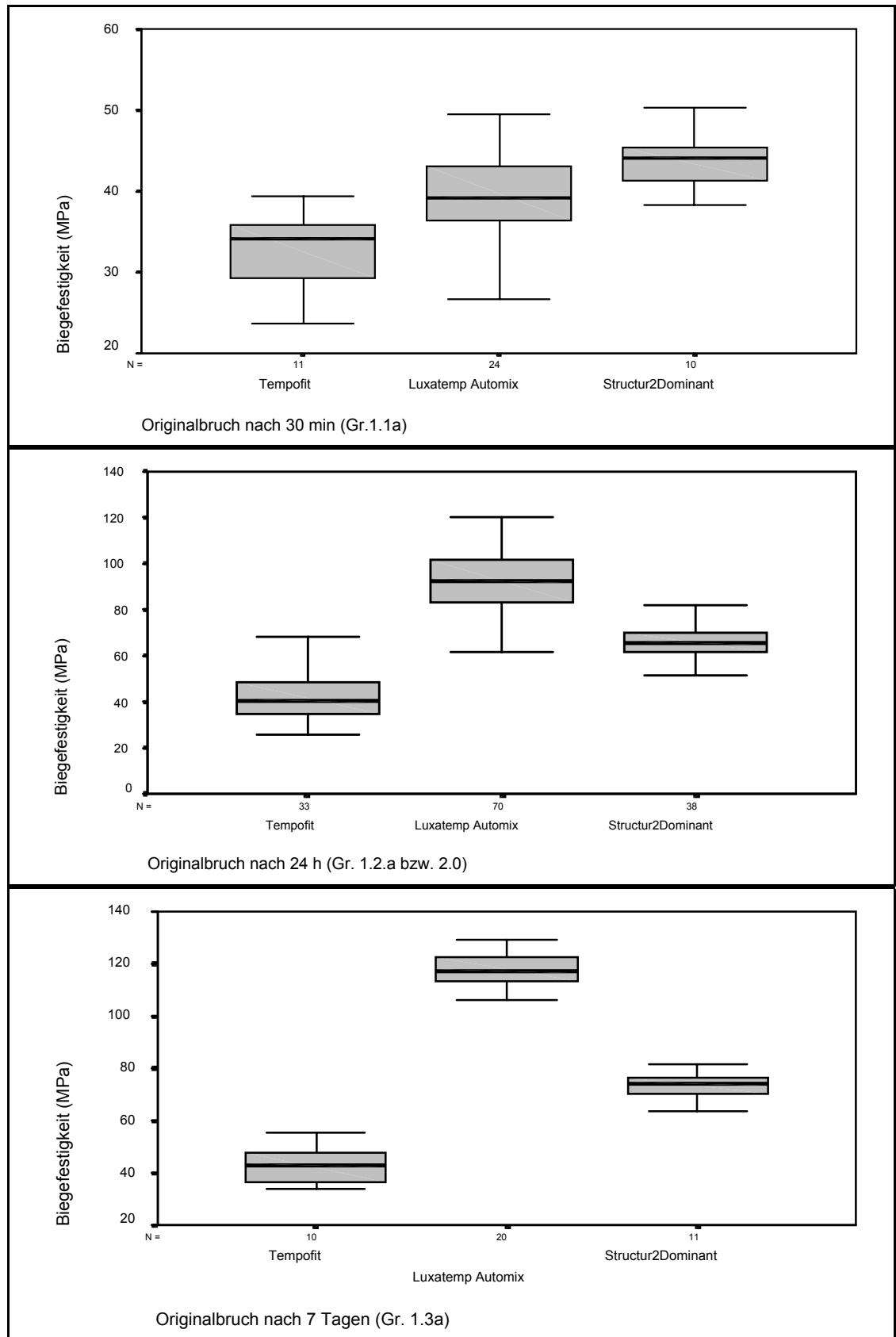
### **13. Danksagung**

Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann möchte ich an dieser Stelle für die Vergabe dieses Themas und die stets freundliche Unterstützung während der Verwirklichung der vorgelegten Arbeit danken.

Ganz besonderen Dank möchte ich meinem Mann Michael aussprechen, der es verstand, mich immer wieder aufs Neue zu motivieren und zu ermuntern.

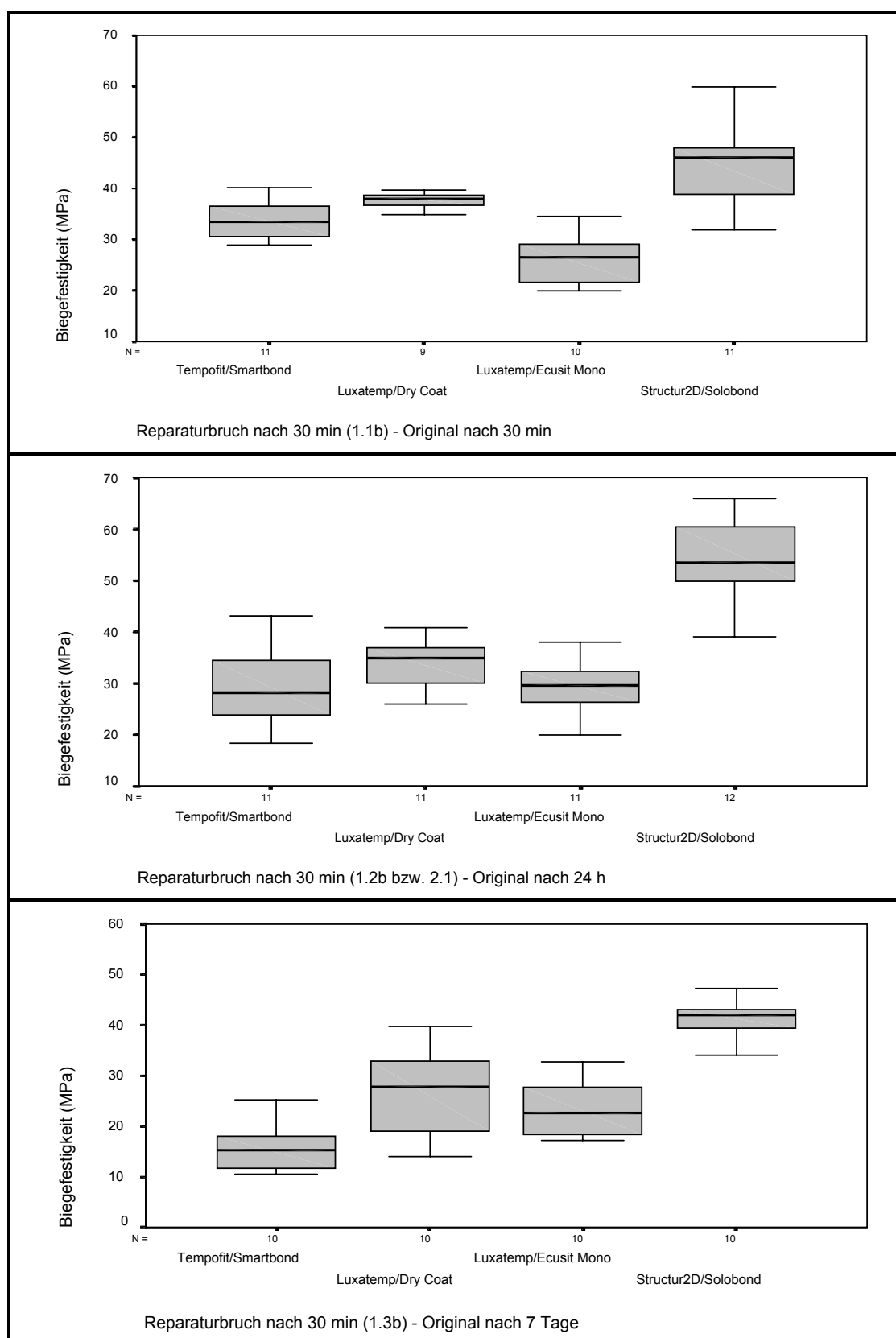
Nicht zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mich nicht nur bei der Erstellung dieser Arbeit, sondern während des gesamten Studiums, in jeder erdenklichen Weise unterstützt haben. Gleichzeitig widme ich ihnen diese Arbeit.

## 14. Anhang



**Abb. A1 Boxplots Versuchsgruppen 1.1a / 1.2a (2.0) / 1.3a (Originalbrüche)**

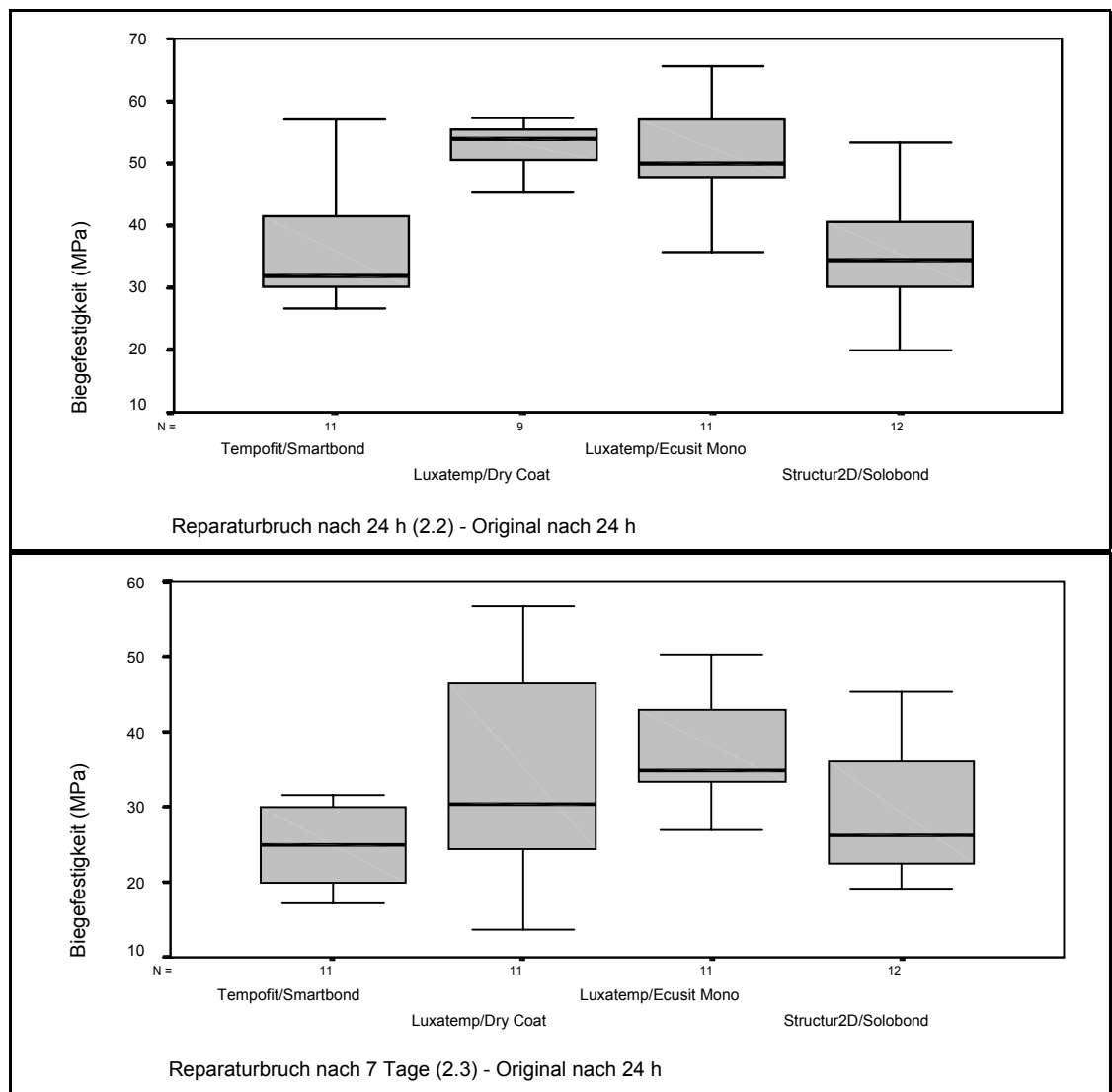
Im Bereich der schwarzen Balken bewegen sich 100% aller Messwerte. Im Bereich des Rechtecks befinden sich 50% aller Messwerte, die dicke Linie stellt den Median dar.



**Abb. A2 Boxplots Versuchsgruppen 1.1b / 1.2b (2.1) / 1.3b (Reparaturbrüche)**

Im Bereich der schwarzen Balken bewegen sich 100% aller Messwerte. Im Bereich des Rechtecks befinden sich 50% aller Messwerte, die dicke Linie stellt den Median dar.





**Abb. A3 Boxplots Versuchsgruppen 2.2 und 2.3**

Im Bereich der schwarzen Balken bewegen sich 100% aller Messwerte. Im Bereich des Rechtecks befinden sich 50% aller Messwerte, die dicke Linie stellt den Median dar.